

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



Controlo da qualidade de Imagem em Ressonância Magnética

Constança Vieira José Domingues

Mestrado Integrado em Engenharia Física

Dissertação orientada por:
Prof. Dr. Alexandre Cabral

Agradecimentos

Primeiro queria agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor Alexandre Cabral sem quem esta tese não teria sido possível, por ter confiado em mim desde o primeiro dia, pela compreensão e apoio incondicional em relação a absolutamente tudo.

Ao Eng. Pedro Gomes por me ter aberto as portas do Instituto de Soldadura e Qualidade (ISQ) e pelos contactos essenciais para a valorização deste trabalho.

À Dra. Carolina Padrão por ter concedido o acesso à máquina de ressonância magnética no Hospital de Santa Cruz.

A toda a Unidade Técnica de Proteção Radiológica: ao Louis, à Catarina, ao José e com especial destaque à Mariana. Obrigada pela preocupação, palavras sábias e pelo tempo despendido durante o acompanhamento nas visitas a clínicas e hospitais.

Á Alexandra Boinas que partilhou estes meses comigo, quer no ISQ quer fora dele, pela a amizade, camaradagem e apoio moral tão necessários para que este trabalho chegasse a bom porto.

Aos meus pais, devo-lhes tudo.

Resumo

Este trabalho pretende ser a base para a criação de um protocolo para a realização de controlo de qualidade em imagiologia por ressonância magnética por parte do Instituto de Soldadura e Qualidade (ISQ). O seu ponto de partida foi o estudo e a aplicação prática da norma IEC 62464-1. No entanto chegou-se à conclusão que o fantoma já presente no ISQ não permitia a aplicação prática da norma, pois foi construído seguindo as recomendações de um documento anterior, de 1990, o relatório nº28 da AAPM (American Association of Physicists in Medicine), cuja aplicação ainda está bastante enraizada tanto nas entidades que implementam o controlo de qualidade em imagiologia como nos fabricantes de fantasmas. Olhando a isso, foi integrado neste trabalho um estudo, uma comparação com a norma IEC 62464-1 e uma aplicação prática do relatório da AAPM. As descobertas feitas ao longo deste trabalho levantaram questões sobre a necessidade da uniformização do controlo de qualidade em ressonância magnética bem como a possibilidade de futuros estudos sobre os assuntos tais como a existência de uma discrepância entre os fantasmas presentes no mercado e os vários textos que regulam o controlo de qualidade em IRM, o facto da norma IEC-62464-1 encontrar-se muito desligada da realidade do terreno e a importância da definição de critérios de aceitação para a norma IEC para a norma fazer sentido, levantaram questões sobre a necessidade da uniformização do controlo de qualidade em ressonância magnética. Também foi sugerida a possibilidade de futuros estudos. Um deles sobre a definição de quais os parâmetros essenciais para o controlo de qualidade de imagem e outro como sendo uma comparação exaustiva de todos os métodos existentes para cada parâmetro, tendo em atenção a bibliografia existente bem como os fantasmas correspondentes e existentes no mercado hoje.

Palavras-chave: Controlo de qualidade, ressonância magnética, imagiologia, parâmetros de imagem, fantoma, IEC 62464-1, relatório AAPM

Abstract

The present work aims to provide the foundations for the creation of a magnetic resonance imaging quality control protocol for Instituto de Soldadura e Qualidade (ISQ). It started with the study and the practical application of the norm IEC 62464-1. However, it was concluded that the phantom already present in the ISQ did not allow the practical application of the standard, as it was built following the recommendations of an earlier document from 1990, the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report No. 28, whose application is still quite rooted both in entities that implement quality control in imaging and in phantom manufacturers. With this in mind, a study, a comparison with the IEC 62464-1 standard and a practical application of AAPM Report No. 28 have been integrated into this work. The findings made throughout this master thesis raised questions about the need for standardized MRI quality control like the existence of a discrepancy between the phantoms on the market and the various texts regulating quality control in MRI, the fact that IEC-62464-1 is far removed from reality and the importance of defining criteria for acceptance for the IEC standard for the standard to make sense, raised questions about the need for standardized quality control in magnetic resonance. The possibility of further studies was also suggested. One is about defining which parameters are essential for image quality control and the other as an exhaustive comparison of all existing methods for each parameter, taking into account the existing literature as well as the corresponding and existing phantoms on the market today.

Keywords: quality control, magnetic resonance imaging, image parameters, phantom, IEC 62464-1, report-28 AAPM

Índice

Agradecimentos	i
Resumo	ii
Abstract	iii
Lista de figuras	vi
Lista de tabelas	vii
Lista de abreviações	viii
Lista de símbolos	ix
1. Introdução	1
2. Ressonância Magnética e Imagiologia	3
2.1 Ressonância magnética.....	3
2.1.1) Princípios físicos.....	3
2.1.2) Excitação.....	5
2.1.3) Relaxação.....	6
2.1.3. i) Relaxação spin-spin.....	6
2.1.3 ii) Relaxação spin-rede.....	7
2.2 Formação de imagem.....	8
2.2.1) Codificação espacial.....	8
2.2.1 i) Seleção de corte.....	8
2.2.1 ii) Codificação em fase.....	9
2.2.1 iii) Codificação em frequência.....	9
2.2.2) Espaço de Fourier.....	10
2.2.3) Sequências de base.....	10
2.2.3 i) Eco de spin.....	10
2.2.3 ii) Eco de gradiente.....	11
2.3 Instrumentação.....	11
2.3.1) Ímã principal.....	11
2.3.2) Sistema de gradientes.....	13
2.3.3) Sistema de radiofrequência.....	14

3. Controlo de qualidade de imagem.....	17
3.1 Parâmetros ligados ao sinal.....	17
3.1.1) SNR.....	17
3.1.2) Uniformidade.....	17
3.1.3) Artefatos.....	17
3.2 Parâmetros geométricos.....	18
3.2.1) Distorção geométrica (2D).....	18
3.2.2) Espessura de corte.....	18
3.2.3) Resolução espacial.....	18
3.3 Fantasmas.....	18
3.3.1) Generalidades.....	18
3.3.2) Fantoma presente no ISQ.....	19
3.4 Norma IEC 62464-1 e relatório da AAPM.....	20
3.4.1) SNR.....	21
3.4.2) Uniformidade.....	21
3.4.3) Espessura de corte.....	22
3.4.4) Resolução espacial.....	23
3.4.5) Distorção geométrica.....	25
3.4.6) Artefactos.....	27
3.5 Resumo e conclusão.....	29
 4. Medições experimentais.....	 44
4.1 SNR.....	44
4.2 Uniformidade.....	46
4.3 Distorção geométrica.....	50
4.4 Resolução espacial.....	53
4.5 Artefactos e espessura de corte.....	55
4.6 Conclusão.....	55
 5. Conclusões e perspetivas.....	 56
 Bibliografia.....	 58

Lista de figuras

Figura 2.1 – Esquema do movimento de precessão

Figura 2.2 – Esquemas exemplificando o que acontece à magnetização depois de ser submetida a diferentes pulsos

Figura 2.3 – Desfasamento da componente transversal do vetor de magnetização em função do tempo

Figura 2.4 – Princípio da seleção de corte

Figura 2.5 – Ilustração esquemática de um sequência eco de spin a 2D

Figura 2.6 – Bobinas de gradientes com a forma “saddle”

Figura 2.7 – Um exemplo de bobina de superfície

Figura 2.8 – Esquema simplificado dos vários componentes de uma máquina de ressonância magnética

Figura 2.9 – Diagrama do espaço e de toda a instrumentação envolvida na criação de uma imagem por IRM

Figura 3.1 – Exemplos de fantasmas utilizados em controlo de qualidade para ressonância magnética

Figura 3.2 – Fotografias do fantoma PRO-MRI certificado pela ACR MRI accreditation program

Figura 3.3 – Esquema do fantoma preconizado pela IEC na norma IEC 62464-1 para a avaliação da resolução espacial

Figura 3.4 – Esquema do fantoma preconizado pela AAPM no relatório para a avaliação da resolução espacial.

Figura 3.5 – Esquema do formato da ROI recomendado pela norma IEC 62464-1 para o estudo do parâmetro da resolução espacial.

Figura 3.6 – Exemplo de imagem que pode ser observada para determinar a resolução espacial segundo o relatório da AAPM

Figura 3.7 – Esquema do fantoma recomendado pela AAPM para a avaliação dos artefactos.

Figura 4.1 – Fotografias das ROI utilizadas para o estudo de parâmetro Signal to noise ratio

Figura 4.2 – Fotografia das ROI utilizadas para a análise do parâmetro uniformidade

Figura 4.3: Código em Mathcad de maneira a implementar a fórmula matemática que permite o tratamento de dados de forma a obter um valor para a uniformidade tal como descrito pela norma IEC 62464-1.

Figura 4.4 – ROI de 159mmx159mm (25281mm²) utilizada para o cálculo da uniformidade

Figura 4.5 – ROI de 142mmx142mm (20164mm²) utilizada para o cálculo da uniformidade

Figura 4.6 – ROI de 107mmx107mm (11449mm²) utilizada para o cálculo da uniformidade

Figura 4.7 – Fotografia do módulo do fantoma utilizado para a análise do parâmetro de distorção geométrica

Figura 4.8 – Imagens das posições escolhidas (em amarelo) para serem realizadas as medições das linhas do módulo do fantoma para a distorção geométrica

Figura 4.9 – Imagens do módulo do fantoma indicado para o estudo da resolução espacial consoante o relatório da AAPM (zoom 200%)

Figura 4.10 – Imagens do módulo do fantoma indicado para o estudo da resolução espacial consoante o relatório da AAPM depois de terem sido ajustados os parâmetros de window level de forma a melhorar a visibilidade (zoom 200%)

Lista de tabelas

Tabela 3.1 – Comparação da estrutura dos textos

Tabela 3.2 – Resumo das características do fantoma tipo segundo cada texto

Tabela 3.3 – Resumo e comparação da análise de dados do parâmetro “uniformidade” consoante a CEI 62464-1 e o relatório da AAPM

Tabela 3.4 – Resumo e comparação da análise de dados do parâmetro “espessura de corte” consoante a CEI 62464-1 e o relatório da AAPM.

Tabela 3.5 – Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro SNR.

Tabela 3.6 – Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Uniformidade

Tabela 3.7 – Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Espessura de corte

Tabela 3.8 – Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Distorção geométrica

Tabela 3.9 – Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Resolução espacial

Tabela 3.10 – Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Artefactos

Tabela 4.1 – Comparação dos valores de SNR obtidos com as ROI da Figura 3.1 (5) e (6)

Tabela 4.2 – Comparação dos valores de SNR obtidos com as ROI da Figura 3.1 (3) e (4)

Tabela 4.3 – Comparação dos valores de SNR obtidos com as ROI da Figura 3.1 (1) e (2)

Tabela 4.4 – Tabela resumindo os valores dos parâmetros utilizados para o cálculo da uniformidade correspondente às imagens da Figura 4.2

Tabela 4.5 – Tabela resumindo os valores dos parâmetros utilizados para o cálculo da uniformidade correspondente às imagens da Figura 4.1

Tabela 4.6 – Tabela resumindo os valores das medições de linhas utilizadas para o cálculo da distorção geométrica.

Tabela 4.7 – Tabela resumindo os valores das medições de quadradinhos utilizadas para o cálculo da distorção geométrica

Tabela 4.8 – Tabela resumindo os valores das medições realizadas como ilustradas na Figura 3.4

Lista de siglas

AAPM: American Association of Physicists in Medicine
ACR: American College of Radiology
BSI: British Standards Institution
BW: Bandwidth (largura de banda)
FOV: Field Of View (campo de visão)
FWHM: Full Width Half Maximum
GE : Eco de gradiente
IEC: International Electrotechnical Commission
IPAC: Instituto Português de Acreditação
IRM: Imagiologia por Ressonância Magnética
ISQ: Instituto de soldadura e Qualidade
LCR : Líquido cefalorraquidiano
RF: Radio-frequência
RMN: Ressonância Magnética Nuclear
ROI: Region of Interest
SE : Eco de spin
SNR: Signal to Noise Ratio
TI: Tempo de Inversão
TR: Tempo de Repetição

Lista de símbolos

\vec{B}_1	: Campo estacionário
\vec{M}_0	: Net magnetization vector
$\vec{\mu}_{xy}$: Componente transversal do momento magnético
B_0	: Valor do campo magnético externo no equilíbrio
\vec{B}	: Campo magnético externo
\vec{G}	: Gradiente
\vec{J}	: Momento angular de spin
\vec{r}	: Vetor posição
$\vec{\mu}$: Momento magnético
ω_0	: Frequência do movimento de precessão em torno do eixo z
ω_{RF}	: Frequência de ressonância
$\Delta\omega$: Faixa de frequências associadas à espessura de corte
E	: Valores de energia que o spin pode tomar
f_0	: Frequência de Larmor
\hbar	: Constante de Planck reduzida
k_B	: Constante de Boltzmann
l	: Número quântico de spin
m	: Número quântico magnético
$M_{tr}(t)$: componente transversal da magnetização
N	: Número de spins no volume
$P[E(m)]$: Probabilidade de encontrar um núcleo num estado específico de energia
T	: Temperatura
T_1	: Tempo de relaxação spin-rede
T_2	: Tempo de relaxação spin-spin
z_0	: Centro do corte selecionado
α	: flip angle
γ	: Rácio giromagnético
Δz	: espessura de corte
π	: Número pi

1. Introdução

A ressonância magnética é cada vez mais utilizada na imagiologia médica. A imagiologia por ressonância magnética baseia-se no princípio de ressonância magnética nuclear que utiliza as propriedades quânticas dos núcleos atômicos. A IRM precisa de um campo magnético forte e estável produzido por um íman supercondutor que cria uma magnetização dos tecidos por alinhamento dos momentos magnéticos de spin. Campos magnéticos oscilantes mais fracos, ditos de radiofrequência, são então aplicados de maneira a modificar ligeiramente este alinhamento e produzir um fenómeno de precessão que dá lugar a um sinal electromagnético mensurável. A especificidade da IRM consiste a localizar no espaço a origem desse sinal de RMN aplicando campos magnéticos não uniformes, gradientes, que vão induzir frequências de precessão ligeiramente diferentes em função da posição dos átomos.

Por sua vez, o controlo de qualidade pode ser definido como um conjunto de operações que permite determinar a conformidade de um dispositivo em relação a normas ou especificações. A norma estudada é a IEC-62464-1, publicada em 2007 pela International Electrotechnical Commission (IEC) que é a organização global líder que gere a avaliação de conformidade para produtos, serviços e sistemas elétricos. O relatório nº28 da AAPM também é um documento relevante já que serviu de base para o fabricante do fantoma presente no ISQ.

Os fantasmas utilizados no controlo de qualidade dos equipamentos, permitem avaliar as grandezas relacionadas com a qualidade da imagem. São objetos preenchidos com fluidos que simulam a forma e as dimensões das partes do corpo que vão ser estudadas. Um fantoma bem construído tem a característica de ser estável no tempo (quimicamente e termicamente) para permitir assegurar uma repetibilidade das imagens. Os trabalhos publicados pela AAPM e pelo consórcio EUROSPIN servem de base ao fabrico dos fantasmas utilizados para o controlo de qualidade em ressonância magnética. Estes trabalhos definiram formas ideais de fantasmas, materiais adequados para a construção dos recipientes, a composição dos materiais que preenchem o fantoma e a gama de valores do tempos de relaxação.

Prevenir erros de diagnóstico e todas as consequências que esses erros podem trazer é fundamental. Essa prevenção apenas é possível através de um controlo de qualidade rigoroso. Olhando para este enquadramento, este trabalho nasceu da vontade do ISQ de criar as bases para um protocolo de controlo de qualidade em ressonância magnética que, no futuro, pudesse ser aprovado pelo IPAC (Instituto Português de Acreditação), salientando que este trabalho cinge-se à componente do controlo de qualidade focada na imagem, não entrando na parte de requisitos de segurança do meio nem de controlo de qualidade da máquina de ressonância magnética em si. Apesar de inicialmente ter sido definido como objetivo, a determinação das incertezas nas medições também não faz parte do âmbito desta tese porque não existe em qualquer documento a referência a incertezas nestes ensaios), como tal, não temos qualquer referência ou ponto de partida para esse estudo.

A primeira fase do trabalho envolveu a compreensão das normas existentes a nível mundial e quais os protocolos e procedimentos de ensaio associados ao controlo de qualidade destes equipamentos. Não existindo lei portuguesa impondo a obrigatoriedade do controlo de qualidade em ressonância magnética, o texto europeu de referência é a norma IEC-62464-1, “Magnetic resonance equipment for medical imaging – Part 1: Determination of essential image quality parameters” de

2007. Esta norma é redigida quando existem equipamentos de ressonância magnética no mercado há mais de 20 anos e algumas comissões nacionais já elaboraram normas de garantia e controlo de qualidade para a responder à necessidade de avaliar quantitativamente o desempenho e manutenção dos sistemas.

No entanto, a pesquisa de informação e o contacto com profissionais da área, mostrou ao longo deste trabalho que o texto principal ao qual obedecem os fabricantes é o relatório nº28 da American Association of Physicists in Medicine (AAPM), “Quality Assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging”. Apesar deste facto, a estrutura da tese manteve-se mas dada a importância do relatório da AAPM, foi acrescentada uma comparação entre a norma de referência e esse documento.

Desta forma, o objectivo principal deste trabalho é perceber o que é feito hoje em termos de controlo de qualidade em imagiologia em ressonância magnética e criar as bases para que futuramente o ISQ possa obter a acreditação da parte do IPAC no que diz respeito à realização de controlo de qualidade em ressonância magnética.

Para atingir o objetivo, a tese de mestrado apresentada está estruturada em 4 capítulos.

No primeiro capítulo são apresentados os princípios físicos subjacentes ao fenómeno de ressonância magnética bem como à formação de imagem. O capítulo acaba com uma referência às componentes principais que constituem uma máquina de ressonância magnética.

O capítulo seguinte propõe num primeiro tempo perceber quais são os parâmetros associados ao controlo de qualidade de imagem. É também feita uma referência aos fantasmas utilizados no controlo de qualidade em ressonância magnética, em específico àquele utilizado no ISQ. Finalmente segue uma descrição da norma IEC-62464-1 em conjunto com uma comparação em simultâneo com o que é dito no relatório nº 28 da AAPM, já que este é o texto mais utilizado.

O terceiro capítulo cobre a experiência da obtenção de imagens e da análise das mesmas. A obtenção de imagens apenas foi possível com a colaboração da Dra. Carolina Padrão, chefe de serviço de imagiologia do Hospital de Santa Cruz. O que foi pensado primeiramente para este capítulo, para além de perceber a norma em mais detalhe e ver concretamente o que se faz hoje em dia em termos de controlo de qualidade, foi basear a análise sobre a norma IEC 62464-1 e poder validar os critérios definidos nela. No entanto isso não foi possível, tanto pelo fantoma não ser adaptado como pelo facto de não existirem critérios de aceitação na norma. Por isso, o objetivo principal passou a ser a obtenção de imagens e a sua validação consoante o relatório nº28 da AAPM.

Por fim, o quarto capítulo resume as várias conclusões que se podem tirar deste trabalho assim como as perspetivas para futuras investigações e progressos nesta área.

2. Ressonância Magnética e Imagiologia

Este capítulo tem por objetivo apresentar uma visão detalhada do processo de imagiologia para depois ser possível delimitar as questões centrais em termos de qualidade de imagem.

O fenómeno físico subjacente à imagiologia por ressonância magnética (IRM) é chamado de ressonância magnética nuclear. Este fenómeno é conhecido desde 1938 no entanto a sua aplicação prática em imagiologia medical apenas chega em 1973, altura em que a qual foram introduzidos gradientes no campo magnético.

2.1 Ressonância magnética nuclear

2.1.1) Princípios físicos

Quando no fim do século XIX, foi percebido que o átomo tem uma estrutura interna, Rutherford apresentou um modelo no qual o electrão tem um momento angular orbital à volta do núcleo. Para além disso, e como o electrão é uma partícula carregada, o seu movimento em torno do núcleo do átomo implica a existência de um loop de corrente e portanto de momento magnético [5]. Em 1925 foi postulado por dois cientistas (Uhlenbeck e Goudsmit) que o electrão também deveria ter um momento angular de spin (ou spin) com um momento magnético associado. O spin não tem análogo clássico. Como não é só o electrão que tem spin (prótons e neutrões também), o momento de spin total do núcleo de um átomo é o vetor soma dos spins dos seus prótons e neutrões chamado também de vetor de magnetização (*net magnetization vector*). O spin depende do número de massa e do número atómico. Como um núcleo atómico tem uma distribuição de carga, o momento angular de spin, tem associado um momento magnético. A relação entre os dois é dada por:

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J} \quad (2.1)$$

onde \vec{J} representa o momento angular de spin e $\vec{\mu}$ representa o seu momento magnético associado. γ é denominado de rácio giromagnético e é constante para cada núcleo. A resposta do spin quando inserido no campo externo \vec{B} é expressa pelo torque $\vec{\mu} \times \vec{B}$. Este torque é por sua vez igual à derivada do momento angular de spin. Quando expressa em termo de momento magnético $\vec{\mu}$, obtemos:

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \vec{\mu} \times \gamma \vec{B} \quad (2.2)$$

Se resolvemos a equação do movimento do momento angular de spin num referencial estático (x,y,z) (onde o campo externo \vec{B} existe ao longo do eixo do -z), percebemos que a componente transversal do momento magnético $\vec{\mu}_{xy}$, efetua um movimento de precessão em torno de -z com uma frequência:

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \gamma B_0 \quad (2.3)$$

Esta equação é chamada de equação de Larmor e f_0 é a frequência de Larmor. Para γ positivo, a rotação dá-se no sentido dos ponteiros do relógio.

Para simplificar, se considerarmos um referencial (x' , y' , z') que roda em torno de $z' = z$ no sentido dos ponteiros do relógio com uma frequência ω_0 , nesse referencial $\vec{\mu}$ não se move. Mais ainda, assumindo que para $t = 0$, as componentes μ_x , μ_y , μ_z são as mesmas em ambos os referenciais, o campo magnético efetivo sentido por $\vec{\mu}$ é zero.

Segundo a mecânica quântica, o spin apenas pode tomar certos valores de energia, sendo eles:

$$E = -m\gamma\hbar B_0 \quad (2.4)$$

com m , número quântico magnético, podendo tomar $2l+1$ valores $m = -l, (-l+1), \dots, (l-1), l$. Por sua vez, l que é o número quântico de spin, depende do número de nêutrons e prótons do núcleo, por exemplo no caso do hidrogênio, $l = 1/2$. Os núcleos são ditos ativos do ponto de vista da ressonância magnética quando o seu número quântico é diferente de zero (como é o caso do hidrogênio). Para prótons $l = 1/2$, o que quer dizer que apenas existem dois estados de energia possível:

$$E = \begin{cases} -\gamma\hbar B_0/2, & \text{se } \vec{\mu} \text{ for paralelo a } \vec{B} \\ \gamma\hbar B_0/2, & \text{se } \vec{\mu} \text{ for anti paralelo a } \vec{B} \end{cases} \quad (2.5)$$

Este fenómeno de quantização de estados de energia na presença de um campo externo é denominado de efeito Zeeman. Um campo magnético alternado, pode provocar transições entre um estado l e l' apenas se $l - l' = \pm 1$. Por outras palavras, apenas transições entre níveis de Zeeman adjacentes separados por $\delta E = \gamma\hbar B_0$ são permitidos. Este resultado torna claro que a frequência de ressonância é dada por $\omega_{RF} = \delta E/\hbar = \gamma B_0$. Reparamos que a frequência de ressonância é a mesma que a frequência angular do movimento de precessão.

A probabilidade de encontrar um núcleo num estado específico de energia E_l é dada por :

$$P[E(m)] = \frac{\exp\left(\frac{E(m)}{k_B T}\right)}{\sum_{m=-l}^{m=l} \exp\left(\frac{E(m)}{k_B T}\right)} \quad (2.6)$$

Onde k_B é a constante de Boltzmann e T a temperatura. Considerando que cada elemento de volume (voxel) é suficientemente grande para conter uma enorme quantidade de prótons, cada próton tendo o seu próprio spin e momento magnético associado. Em cada voxel, vai existir um equilíbrio dinâmico no qual os spins estão distribuídos entre os dois níveis de energia possíveis. O número de spins no volume é representado por N na equação (2.7). Como já foi mencionado acima, o comportamento esperado de um grande numero de spins é equivalente à soma dos momentos magnéticos individuais, representada pelo *net magnetization vector* \vec{M}_0 , cuja norma é então dada por:

$$M_0 = N \sum_{m=-l}^{m=l} \gamma m \hbar P[E(m)] \quad (2.7)$$

Combinando as equações acima, e aproximando $\exp(x) \approx 1 + x$, para $\hbar\gamma B_0 \ll k_B T$ obtemos:

$$M_0 = N \frac{\gamma^2 \hbar^2 l(l+1)}{3k_B T} B_0 \quad (2.8)$$

como o estado spin-up tem menor energia, mais spins vão encontrar-se nesse nível de energia o que faz com que o *net polarization vector* se encontre na mesma direção que o campo externo \vec{B} . Quanto

maior for o campo externo, maior será M_0 e o sinal. M_0 não tem componente no plano xy no equilíbrio dinâmico. Como todos os vetores de spin têm momento angular, M_0 tem um movimento de precessão à volta do campo externo:

$$\frac{d\vec{M}_0}{dt} = \vec{M}_0 \times \gamma \vec{B} \quad (2.9)$$

2.1.2) Excitação

Esta fase do processo de ressonância magnética nuclear consiste em perturbar o estado de equilíbrio de M_0 [5]. A magnetização é demasiado fraca para ser observada em comparação com o campo externo \vec{B} , segundo o qual está alinhada. Apenas a componente transversal da magnetização pode ser medida mas para isso temos que sair do estado de equilíbrio (porque nessa situação a componente transversal é nula). A perturbação do estado de equilíbrio é então necessária para poder medir a magnetização e faz-se via transmissão de fotões com frequência definida pela equação de Larmor. Se o campo magnético for de 1T, os fotões seriam na realidade uma onda de rádio-frequência (RF). Normalmente fala-se em impulso RF porque esta onda é aplicada durante um curto espaço de tempo. Os fotões são absorvidos pelo tecido e os níveis de ocupação mudam. O resultado de esta perturbação é que o vetor de magnetização passa a ter uma componente longitudinal e transversal.

O impulso RF é gerado mandando correntes alternadas para duas bobinas posicionadas consoante o eixo x e y. Esta configuração é chamada de transmissor de quadratura. O vetor de magnetização em condições de não-equilíbrio é chamado \vec{M} . Se substituirmos \vec{M}_0 por \vec{M} na equação anterior obtemos:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma (\vec{B} + \vec{B}_1(t)) \quad (2.10)$$

onde $\vec{B}_1(t)$ é a componente magnética do impulso. Resolver esta equação equivale a descobrir a trajetória de \vec{M} . Para resolver esta equação vamos posicionar-nos no referencial em rotação (x' , y' , z') com frequência angular ω_0 . O campo que efetivamente é sentido por \vec{M} é o campo estacionário \vec{B}_1 isso faz com que \vec{M} tenha um movimento de precessão em torno de \vec{B}_1 com uma frequência $\omega_1 = \gamma B_1$. No instante de tempo $t = 0$, \vec{B}_1 está alinhado com o eixo x' e desvia \vec{M} do eixo z para o eixo y' (figura 2.

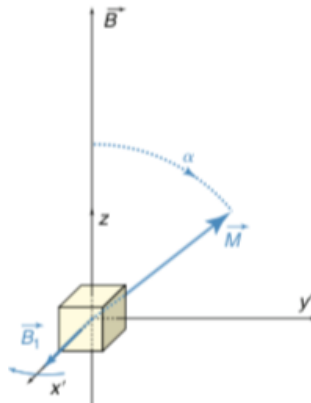


Figura 2.1: Esquema do movimento de precessão. \vec{M} precessa em torno de \vec{B}_1 e é desviado do eixo $-z$ para $-y'$ [5].

O ângulo entre o eixo dos z e \vec{M} é chamado *flip angle* (α) e obtêm-se integrando a frequência de precessão ω_1 no tempo resultando $\alpha = \gamma B_1 = \omega_1 t$. Com uma escolha apropriada de t e B_1 podemos obter qualquer *flip angle*. É importante o trade-off que se faz entre estas duas grandezas. Reparamos

que se o tempo é reduzido para metade, o campo tem que duplicar. Duplicar o significa quadruplicar a potência, já que esta é proporcional ao quadrado do campo. Pela componente elétrica da onda RF, uma parte importante da potência é transformada em calor e um aumento da temperatura do tecido estudado pode acontecer. Na prática existem dois *flip-angles* que são importantes:

- O 90° -pulse que põe \vec{M} no eixo y' . Neste caso não existe componente longitudinal da magnetização. Quando a transmissão de rádio-frequência é parada depois de um 90° -pulse, \vec{M} gira no sentido dos ponteiros do relógio no plano transversal no referencial estático enquanto permanece imóvel no referencial em rotação.
- O 180° -pulse também chamado *inversion-pulse* coloca \vec{M} na parte negativa do eixo dos z' .

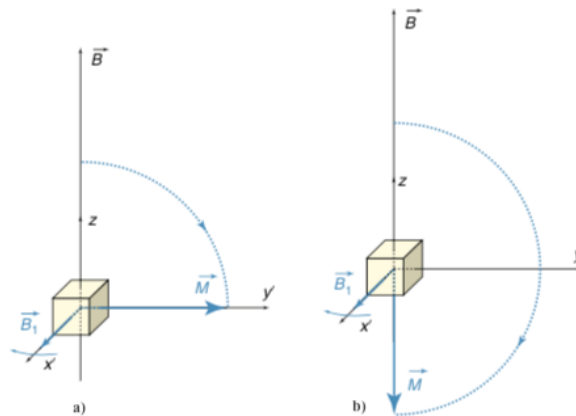


Figura 2.2: Esquemas exemplificando o que acontece à magnetização depois de ser submetida a diferentes pulsos [5]. a) magnetização obtida depois de um 90° pulse b) magnetização obtida depois de um 180° pulse

Graças ao impulso de rádio-frequência, os spins individuais giram com a mesma fase. Esta coerência de fase explica porque é que, nas condições de não-equilíbrio o vector de magnetização pode ter uma componente transversal. A ressonância magnética nuclear é então obtida nesta etapa de excitação. Quando o campo RF é desligado, o sistema volta ao seu equilíbrio dinâmico. A sua componente transversal volta a ser nula e a componente longitudinal volta a ser M_0 . Esse retorno ao equilíbrio é chamado de relaxação e aí será medido o sinal de ressonância magnética nuclear.

2.1.3) Relaxação

i) relaxação spin-spin

Este é o fenómeno que provoca o desaparecimento da componente transversal do vector de magnetização. Na prática, cada vector de spin sente um campo magnético ligeiramente diferente devido a um diferente ambiente químico (prótons podem pertencer a H_2O , $-OH$, $-CH_3$, ...). Como consequência destas interações spin-spin, os spins giram com frequências angulares ligeiramente diferentes e isso provoca uma perda de coerência de fase, i.e, um desfaseamento, bem como uma diminuição da componente transversal da magnetização a que vamos chamar $M_{tr}(t)$. O processo de desfaseamento pode ser descrito matematicamente por :

$$M_{tr}(t) = M_0 \sin \alpha e^{-t/T_2} \quad (2.11)$$

Onde $M_0 \sin \alpha$ é o valor da componente transversal logo a seguir ao impulso RF e T_2 é a constante de tempo do decaimento exponencial chamado também de tempo de relaxação spin-spin.

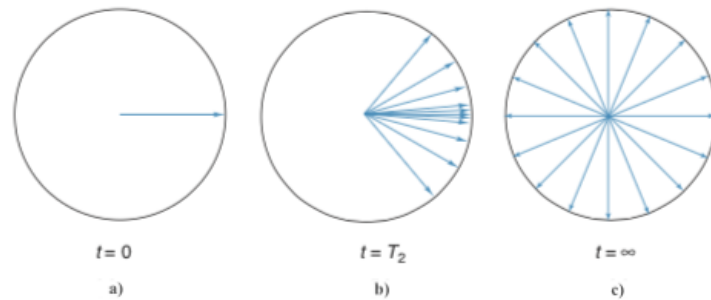


Figura 2.3: Desfasamento da componente transversal do vetor de magnetização em função do tempo [5]. a) para $t=0$, todos os spins estão em coerência de fase. b) para $t=T_2$, o desfasamento resulta numa diminuição da componente transversal. c) os spins tendem a uma repartição isotrópica.

T_2 depende principalmente do tecido. Para prótons livres em fluidos, por exemplo em líquido cefalorraquidiano (LCR), as diferenças do campo magnético que poderão ser sentidas, tendem a compensar-se provocando um pequeno desfasamento e um tempo de relaxação spin-spin longo. Por outro lado, para prótons ligados a moléculas grandes, a inhomogeneidade é estável o que explica o T_2 curto.

A relaxação spin-spin pode ser considerada como um fenómeno entrópico e portanto irreversível. A desordem do sistema aumenta mas não há mudanças na energia porque a ocupação dos dois níveis de energia não muda.

ii) Relaxação spin-rede

Este é o nome dado ao fenómeno que faz com que a componente longitudinal do vetor de magnetização passe de $M_0 \sin \alpha$ até M_0 . Concretamente, isto é o resultado da interação do spins com as macromoléculas à volta. Trata-se de um fenómeno energético: a energia transferida para a rede provoca um aumento das vibrações das moléculas da rede que são transformadas em calor [6]. No entanto esse calor é muito menor que o calor que provém da absorção de radiofrequência. Os spins voltam depois a um estado de energia mais baixo e a componente longitudinal do vetor de magnetização cresce para o seu valor de equilíbrio. Tal como na excitação, o processo pode ser descrito com uma equação de primeira ordem:

$$M_l(t) = M_0 \cos \alpha e^{-t/T_1} + M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (2.12)$$

Onde T_1 é o tempo de relaxação spin-rede. Tal como T_2 , T_1 depende do tipo de tecido mas também do campo magnético externo. Quanto mais elevado for o campo, maior o tempo de relaxação spin-rede.

Existe um tempo, chamado tempo de inversão (TI), para o qual é possível suprimir o sinal de um tecido em específico. Este tempo define-se como 70% de T_1 , depois de um pulso de inversão ter sido aplicado, e é o tempo ao fim do qual a componente longitudinal do vetor de magnetização é anulada. Como T_1 depende do tipo de tecido, com uma escolha acertada de T_1 é possível cancelar sinais associados a gordura ou fluidos por exemplo.

2.2 Formação de imagem

2.2.1) Codificação espacial

O sinal ainda tem que passar por algumas operações até chegar a ser uma imagem porque neste momento, o sinal ainda não contém informação espacial. A primeira é codificação espacial. Nesta operação, a informação sobre o espaço será codificada tornando o campo magnético dependente do espaço. Intervém então uma noção muito importante que é a de gradiente de campo magnético. Trata-se de uma variação espacial linear da intensidade do campo magnético. Gradientes podem ser aplicados em cada uma das três direções do espaço. O campo está orientado segundo o eixo \vec{z} e se notarmos $\vec{r} = (x, y, z)$ podemos definir o gradiente matematicamente com sendo

$$\vec{G}(t) = \frac{\partial B_z}{\partial x} \vec{x} + \frac{\partial B_z}{\partial y} \vec{y} + \frac{\partial B_z}{\partial z} \vec{z} \quad (2.13)$$

A utilização de gradientes vai permitir distribuir a intensidade do campo magnético em função da posição: $B(\vec{r}) = B_0 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r}$ e consequentemente a frequência de ressonância encontrar-se-á distribuída no espaço (como já vimos na equação (1.3) $\omega(\vec{r}) = \gamma B(\vec{r})$). A codificação espacial dá-se em três etapas descritas abaixo: a seleção de corte, a codificação em fase e a codificação em frequência [5].

i) seleção de corte

A seleção de corte é a primeira etapa da codificação espacial. Realiza-se combinando um gradiente de seleção de corte que vai modular no espaço a frequência de precessão $\omega(\vec{r})$ com um impulso RF com a mesma frequência modulada no espaço [5]. Desta maneira, apenas a magnetização proveniente dos prótons de frequência $\omega(\vec{r})$ será tida em conta para o processo de RMN. A direção da seleção de corte é definida como sendo a direção perpendicular ao plano do corte de interesse: se aplicarmos um gradiente de campo magnético sobreposto ao campo magnético principal \vec{B} , no eixo $-z$, um corte transversal (no plano xy) será selecionado. Nesse caso $\vec{G} = (G_x, G_y, G_z) = \left(0, 0, \frac{\partial B_z}{\partial z}\right)$. A unidade de gradiente de campo magnético é T/m mas na prática e como o valor do campo sobreposto é 1000 vezes inferior ao campo principal, a unidade é mT/m. A frequência de Larmor passa agora a ser $\omega(z) = \gamma(B_0 + G_z z)$. Um corte com espessura Δz contém uma faixa de frequências de precessão bem definidas em torno de γB_0 :

$$\Delta\omega = \gamma G_z \Delta z \quad (2.14)$$

Seja o centro do corte selecionado z_0 . Um impulso RF com uma largura de banda $BW = \Delta\omega$ e centrado em torno da frequência $\gamma(B_0 + G_z z_0)$ é necessária para excitar os spins. Um corte retangular requer que a forma do impulso RF seja uma função sinc. No entanto, como o domínio da função é infinito, para ser possível usar essa função, é necessário truncá-la. O perfil de corte não será então um retângulo perfeito, implicando que os spins dos cortes vizinhos também serão excitados. É de notar que ao mudar a frequência central do impulso RF, será selecionado um corte numa posição diferente (não é necessário que a mesa onde estiver colocada a amostra se mova). A espessura do corte selecionado é dada por :

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z} = \frac{BW}{\gamma G_z} \quad (2.15)$$

O que mostra que a espessura de corte é proporcional à largura de banda e inversamente proporcional e inversamente proporcional ao gradiente de campo. Olhando para a equação, qualquer valor de Δz pode ser escolhido mas na prática, espessuras muito finas não conseguem ser detetadas por três razões. Primeiro por razões técnicas e de segurança, existe um limite máximo para o valor do gradiente (50 – 80 mT/m). Depois, um impulso RF com uma largura de banda muito pequena é difícil de gerar. Finalmente porque selecionar um corte muito fino implica que poucos spins são selecionados o que quer dizer que o Signal to Noise Ratio seria demasiado pequeno. Por estas razões, a espessura de corte mínima anda á volta de 1 ou 2 mm.

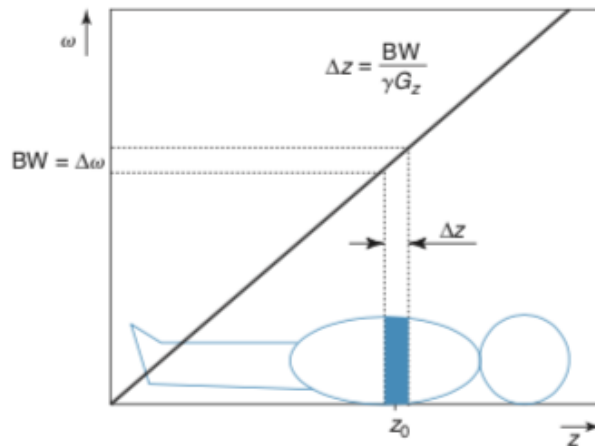


Figura 2.4: Princípio da seleção de corte. Um impulso RF de largura de banda estreita $BW = \Delta\omega$ é aplicado na presença de um gradiente de campo magnético [5].

ii) Codagem em fase

Continuando no caso em que a seleção de corte é feita através do gradiente G_z , G_x representa o gradiente da codificação em frequência e G_y a codificação em fase. G_y aplicado durante um tempo limitado terá por efeito a modificação das frequências dos spins o que induz um desfaseamento entre eles. Quando é retirado G_y , os spins voltam a ter a sua frequência de rotação comum enquanto as diferenças de fases geradas vão persistir até à recepção do sinal [5]. Na prática, os spins situados segundo uma mesma direção perpendicular ao eixo $-y$ (eixo de G_y) terão todos a mesma fase que será diferente da linha seguinte. Isto vai traduzir-se por um desfaseamento entre as linhas do sinal recebido.

iii) Codagem em frequência

A última etapa da codificação espacial é a codificação em frequência. G_x vai permitir modificar as frequências de rotação dos spins na direção $-x$ [5]. À semelhança do que acontece na codagem em fase, todos os spins terão a mesma frequência de precessão que será diferente da linha seguinte. Neste estado cada spin tem então uma fase e uma frequência própria. Para tirar partido de este estado de perfeita diferenciação dos spins, o sinal RMN será adquirido em simultâneo com a aplicação do gradiente de codagem em frequência. Por essa razão, o gradiente de codagem em frequência é também chamado de gradiente de leitura.

Acabamos de ver que a codificação espacial permite então de adquirir dados que vão servir a formar uma imagem. Convém agora definir um espaço adaptado ao seu armazenamento: o espaço de Fourier

2.2.2) Espaço de Fourier

O espaço de Fourier (também chamado espaço -k) é um espaço de frequências que permite armazenar informações codificadas espacialmente durante toda a aquisição. De um ponto de vista mais formal, quer dizer que o sinal recolhido é equivalente à transformada de Fourier da imagem a ser reconstruída. Quando toda a informação foi recolhida no espaço de Fourier, a transformada de Fourier inversa permite recolher a imagem reconstruída [5]. Essa imagem representa a distribuição ponderada de densidade de spin ou próton no volume selecionado. Esta densidade de spin é ponderada sendo multiplicada por duas funções: uma descreve o crescimento da componente longitudinal e a segunda o decaimento da componente transversal.

2.2.3) Sequências de base

As sequências são o conjunto de operações que foram desenvolvidas (que seja a aplicação do impulso de radiofrequência ou dos gradientes de campo magnéticos) para medir o espaço de Fourier. Implica uma ordem cronológica. Existem duas sequências fundamentais que servem de base a todas as outras: eco de spin (SE) e eco de gradiente (GE) [5].

i) Eco de spin

A sequência de eco de spin permite obter diferentes ponderações para T_1 e T_2 encontra-se ilustrada abaixo:

- 1) Aplicação de um gradiente de seleção de corte em conjunto com um impulso RF (G_z) de 90° e 180° .
- 2) Aplicação de um gradiente de codagem de fase que vai provocar o desfasamento dos spins (G_y)
- 3) Aplicação de um gradiente de codagem em frequência (G_x) para conseguir a aquisição do eco assim formado [5]

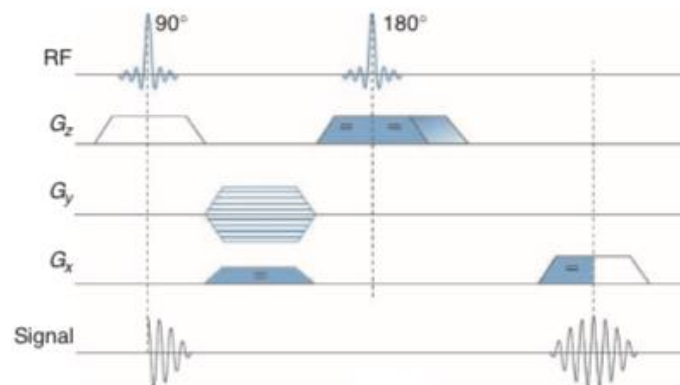


Figura 2.5: Ilustração esquemática de uma sequência de eco de spin a 2D [5]

Esta sucessão de eventos é repetida a cada intervalo de tempo TR (tempo de repetição). A cada TR uma linha do espaço-k será preenchida. O TR condiciona então o tempo total de aquisição.

Existe uma variante desta sequência, chamada eco de spin rápido (que pode ter diferentes nomes consoante o fabricante. A Siemens chama-lhe Turbo Spin Echo (TSE)), caracterizada pela aquisição de vários ecos durante uma só repetição. Desta maneira o espaço-k não é preenchido linha a linha mas sim por pacotes de linhas.

ii) Eco de gradiente

O desenvolvimento de sequencias foi historicamente motivado por a necessidade de acelerar a aquisição. Esta sequência difere da eco de spin de duas maneiras que acabam por ter um impacto profundo nas imagens resultantes:

- o flip angle é inferior a 90° . Estes ângulos permitem voltar ao estado de equilíbrio mais facilmente, reduzindo assim o TR e o TE.
- não existe eco de spin porque não existe pulsos de 180° , logo a refasagem é feita apenas através da reversão do gradiente.[6]

A sequência é então a seguinte:

- 1) aplicação em conjunto de um pulso RF de 90° e de um gradiente de seleção de corte
- 2) aplicação de um gradiente de codagem de fase que provoca um desfasamento dos spins
- 3) aplicação de um gradiente de leitura bipolar cujas ações visam a criar o eco a TE.

2.3 Instrumentação

A imagiologia por ressonância magnética requer três diferentes tipos de campos magnéticos. Primeiro precisamos de um campo estático e muito uniforme para criar a magnetização longitudinal inicial no objeto assim como para manter a precessão de Larmor dos spins nucleares a frequência angular constante. Segundo, precisamos de um campo de radiofrequência para a excitação da magnetização transversal do sistema [6]. Por último, é imprescindível para a localização espacial ter gradientes de campo magnético lineares que podem ser ligados e desligados num espaço de tempo muito curto (inferior a 1 ms). Como estes requerimentos têm características diferentes, cada um deles são produzidos por diferentes sistemas respetivamente: ímanes, bobinas de radiofrequência, e bobinas de gradientes. Depois de expor detalhadamente cada um destes sistemas, as figuras 2.8 e 2.9 no fim do capítulo permitem visualizar com mais clareza o que são e onde se encontram cada um deles.

2.3.1) Íman principal

A razão de ser do íman principal é produzir um campo magnético estático, forte e homogêneo necessário para obter o estado de equilíbrio de spins. Existem três tipos de ímanes utilizados: ferromagnéticos, resistivos e supercondutores [6]. Os ímanes ferromagnéticos/permanentes e resistivos eram utilizados nos primórdios de IRM e eram limitados a uma intensidade de 0,5T. Continuam a ser usados para produzir campos mais fracos. No entanto, a tecnologia evoluiu para permitir o aumento da intensidade dos campos magnéticos produzidos pelos ímanes e hoje em dia ímanes supercondutores são utilizados com intensidades de campo podendo chegar até 19T.

Para além de gerar um campo magnético com a intensidade desejada, um bom íman deve poder gerar um campo homogêneo e estável. As variações temporais são expressas em partes por milhão (ppm) em relação campo externo médio B_0 por hora. As causas para as variações temporais no campo externo podem variar consoante o tipo de íman. No caso de um íman resistivo, as flutuações provêm principalmente das flutuações da corrente fornecida. Neste tipo de íman, as fontes de alimentação devem ser extremamente estáveis. Por sua vez, o campo num íman ferromagnético depende muito da temperatura o que torna necessário monitorizar a temperatura do íman. Comparado com ímanes

ferromagnéticos e resistivos, os ímanes supercondutores são os que têm a maior estabilidade temporal: menos de 0,1ppm/h.

A homogeneidade do campo magnético é crucial para a qualidade de imagem em ressonância magnética por está relacionada com a distorção geométrica e a perda de sinal. A homogeneidade também vem expressa em ppm em relação a B_0 , considerando um volume esférico. A não-homogeneidade tem por efeito de deslocar a frequência de ressonância, induzindo um deslocamento químico onde o voxel afetado vai “desbotar” nos seus vizinhos. Valores habituais de homogeneidade costumam andar á volta de 10 ppm para uma esfera de 50 cm de diâmetro (*diameter spherical volume – dsv*), no entanto no caso de ímanes supercondutores esses valores podem descer até 5 ppm para 50 dsv

Apesar dos ímanes destinados à ressonância magnética serem fabricados com uma grande precisão, é inevitável existirem pequenos desvios face aos parâmetros especificados pelo fabricante. Consequentemente, o campo magnético principal de um scanner de IRM precisa de um ajuste através de um processo chamado *shimming*. Uma das abordagens de *shimming* é chamada de *shimming* passivo e é baseada na utilização de elementos ferromagnéticos. É necessária uma análise feita por computador para determinar onde colocar os elementos ferromagnéticos de maneira a obter o campo mais homogêneo possível. A segunda abordagem é *shimming* ativo e utiliza bobinas especiais (resistivas ou supercondutoras) para produzir um campo magnético auxiliar que cancela as variações do campo magnético principal

Como foi dito, para maiores intensidades de campo são hoje utilizados ímanes supercondutores. A supercondutividade é um fenómeno em que a resistência de um material é nula para temperaturas muito baixas. Os materiais que demonstram este fenomenos são chamados de supercondutores. O fenómeno de supercondutividade apenas começou a ser mais utilizado a partir dos anos 50, altura em que se descobriu um tipo de materiais (supercondutores de tipo II) que mantinham o seu estado supercondutor mesmo com intensidades de campos magnéticos altas (10T). Todos os materiais supercondutores demostram o fenómeno a partir de uma temperatura critica (T_c) normalmente muito baixa, por volta dos 10K. Para serem usados estes materiais precisam então de sistemas criogénicos que usam hélio líquido com refrigerante. Nos anos 80 foram descobertos novos materiais com propriedades supercondutoras a altas temperaturas que torna possível usar nitrogénio liquido (que é mais barato) como refrigerante. Quando um íman supercondutor é ativado, a corrente é criada inicialmente por uma fonte de alimentação externa ligada às bobinas supercondutoras com um interruptor especial. Enquanto as bobinas estão a ser energizadas, o interruptor é mantido na posição certa por aquecimento. Uma vez conseguida a intensidade de campo magnético desejada, o íman é desconectado da fonte de alimentação e o aquecimento do interruptor é descontinuado. O interruptor volta de seguida a um estado supercondutor para que a corrente que opera no íman possa circular num circuito com resistência nula. O estado supercondutor pode desaparecer subitamente como resultado do calor gerado pelas bobinas. Uma das razões para gerar calor pode ser o atrito que ocorre durante os pequenos deslocamentos das bobinas supercondutoras devido às forças de Lorentz em jogo. O regresso ao estado normal (quenching) pode ser dramático devido à rápida (alguns segundos) dissipação da energia do campo magnético. Essa rápida dissipação provoca a evaporação do hélio e danos nas bobinas mas hoje em dia já se consegue controlar melhor estes acontecimentos.

O campo magnético em ímanes resistivos é produzido por corrente elétrica em bobinas especialmente desenhadas e fabricadas com materiais com uma condutividade elétrica alta (alumínio, cobre, ...). Existem dois tipos de ímanes resistivos de base utilizados para imagiologia de corpo inteiro: ímanes com ar no seu centro ou ímanes com ferro no centro. Este último tipo, utiliza materiais

ferromagnéticos para aumentar o valor do campo produzido. A sua configuração consta com fios resistivos que envolvem duas varas de ferro e uma armação também ela em ferro que constitui o caminho de volta do fluxo magnético. Por sua vez, o íman com ar ao centro tem a desvantagem de ser necessário uma fonte de alimentação de 40 kW para pô-lo em funcionamento. Como tal, o íman resistivo aquece e é imperativo que haja um sistema de arrefecimento para assegurar a estabilidade da temperatura do íman. Isto a utilização deste tipo de íman muito cara para campos maiores que 0,2T.

A única propriedade de um íman permanente é a existência de regiões microscópicas chamadas de domínios magnéticos com momentos magnéticos não-nulos. No seu estado natural esses domínios estão orientados aleatoriamente mas quando submetidos a um campo externo alinham-se segundo a orientação do campo. Esta magnetização mantém-se mesmo depois de ter sido retirado o campo externo, criando assim ímanes permanentes. Os materiais usados costumam ser ligadas de neodímio-ferro-boro ou alumínio-níquel-ferro-cobalto. Ímanes permanentes têm no entanto limitações: o campo máximo possível para esse tipo de ímanes é relativamente pequeno (0,2 – 0,3 T), são extremamente sensíveis a variações de temperatura, são pesado e caros.

O campo magnético fora do scanner de ressonância magnética (*fringe field*) pode extender-se sobre uma área considerável e interferir com outros aparelhos. Para proteger os aparelhos sensíveis, é necessário minimizar o *fringe field* utilizando uma técnica de blindagem magnética (*shielding*). À semelhança do *shimming*, existem dois tipos de *shielding*. O *shielding* passivo consiste em por uma folha de ferro, especialmente desenhada, entre o íman e a área que se quer proteger. Por sua vez, o *shielding* ativo baseia-se na criação de outro campo magnético (também com ímanes auxiliares) que vai contrariar o campo magnético principal.

2.3.2) Sistema de gradientes

São as bobinas específicas para gerar os gradientes de campo magnético utilizados para a codagem espacial do sinal [6]. A passagem de correntes nestas bobinas induz campos magnéticos de fraca intensidade e variáveis no espaço, que são os chamados gradientes descritos na secção “formação de imagem”. Existem três conjuntos de gradientes, um segundo cada eixo $-x$, $-y$, $-z$. Para uma configuração otimizada, as bobinas no eixo do $-z$ (gradiente longitudinal) são pares de Maxwell, e as bobinas nos eixos $-y$ e $-x$ (gradientes transversais) são pares Golay:

- Um par de maxwell consiste em duas bobinas idênticas nas quais passam corrente de mesma magnitude em direções opostas. As bobinas são montadas num cilindro coaxial com as bobinas magnéticas que produzem o campo magnético principal.
- Por sua vez, um par de Golay é composto por oito arcos de 120° arranjados da maneira que se vê na figura 2.6. Os arcos estão ligados por oito segmentos paralelos ao eixo dos $-z$. É de salientar o aparecimento de um gradiente transversal nos arcos, sem qualquer interferência dos segmentos de ligação. Mais arcos podem ser acrescentados para uma maior linearidade do gradiente. As bobinas de Golay são a configuração mais comum mas outras condições de bobinas são disponíveis desde que sejam duas bobinas idênticas com um ângulo de 90° entre elas em torno do eixo dos $-z$.

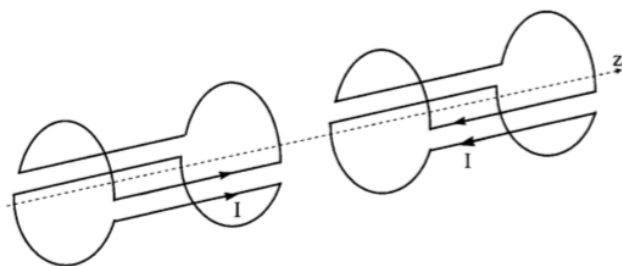


Figura 2.6: Bobinas de gradientes com a forma "saddle" [6]

As correntes injetadas nestas bobinas são muito fortes (200 a 600 A) e precisam de comutar de maneira rápida e precisa. Esta comutação de gradientes está na origem das vibrações das bobinas que são traduzidas como ruído acústico que se pode ouvir durante a aquisição das imagens.

É necessário que as bobinas do sistema de gradientes tenham uma resistência e indutância fraca bem como uma capacidade de produzir um campo elevado com a menor corrente fornecida possível. A otimização desses parâmetros é feita no processo de fabricação das bobinas.

A rápida comutação de gradientes de campos magnéticos cria grandes variações no fluxo magnético através as estruturas condutoras sejam elas, o ímã principal, as bobinas de rádio-frequência, etc... . Estas mudanças no fluxo magnético dão lugar a correntes de Foucault que por sua vez produzem um campo magnético que varia tanto no espaço como no tempo. Assim aparecem distorções na imagem criada e perdas de sinal. Para remediar pode-se diminuir o tamanho das bobinas, recorrer a uma blindagem ativa dos gradientes ou usar formas de onda de gradiente especialmente desenhadas para compensar os campos magnéticos gerados pelas correntes de Foucault.

2.3.3) Sistema de radiofrequência.

A função principal do sistema de radiofrequência é excitar a magnetização numa amostra e receber o sinal assim produzido pela excitação. São dois os sub-sistemas de rádio-frequência:

- O sistema de transmissão vai gerar e transmitir campo de rádio-frequências indispensáveis para excitar os spins do volume estudado. É constituído por um gerador de frequências, um clock, um amplificador rádio-frequência e uma antena de transmissão.
- O sistema de receção engloba a cadeia de receção e de tratamento do sinal, a partir da antena que o recebe até à entrada do conversor analógico/digital. [6]

Estas duas funções de transmissão e receção podem ser realizadas tanto através da mesma bobina de radiofrequência como através de duas diferentes, uma para transmitir, outra para receber. As características das bobinas vão depender da sua aplicação. Por exemplo, se estamos a utilizar IRM para criar uma imagem do cérebro, é essencial que a bobina utilizada produza um campo homogêneo. Por outro lado, se a homogeneidade não for um fator crítico, podem ser usadas bobines de superfície (Figura 2.7) para adaptar-se à geometria da amostra e ser assim mais sensíveis ao sinal. No entanto, essa sensibilidade decresce com a distancia ao centro da bobina daí serem utilizadas apenas quando podem ser posicionadas próximas da região em estudo. Neste momento existem bobinas para cada quase cada parte do corpo.



Figura 2.7: Um exemplo de bobina de superfície. Estão desenhadas para detetar os sinais mais fracos possíveis de ressonância magnética [5].

Quando a homogeneidade é mais importante, são então utilizadas bobinas em forma de gaiola que incluem um grande numero de segmentos lineares (por exemplo 16) distribuídos uniformemente sobre um círculo.

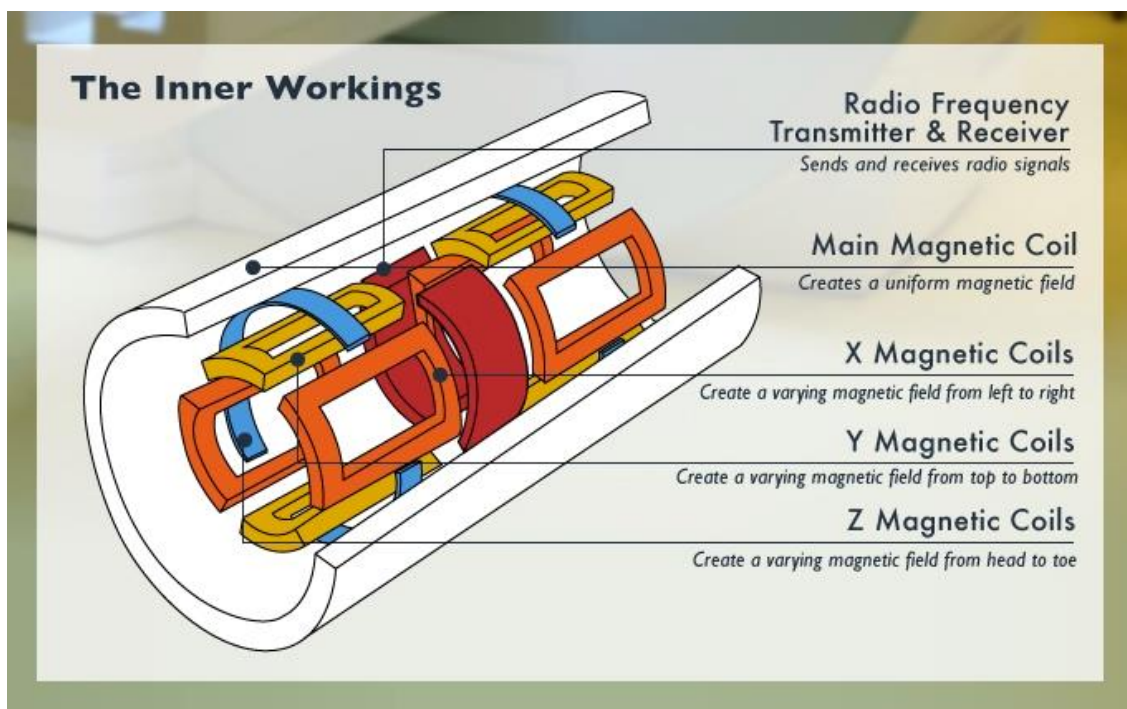


Figura 2.8: Esquema simplificado dos vários componentes de uma máquina de ressonância magnética. A branco encontra-se representado o ímã principal que gere um campo magnético uniforme. A vermelho estão as bobinas RF, são responsáveis pela transmissão dos sinais. As bobinas de gradientes são azuis, amarelas e cor de laranja que fazem variar o campo magnético respetivamente nos eixo dos z, y e x. (retirado de: <https://www.howtolearn.com/HTL/media/Visualisations-in-Medicine-MRI-Hi-Res-Crop1.jpg>)

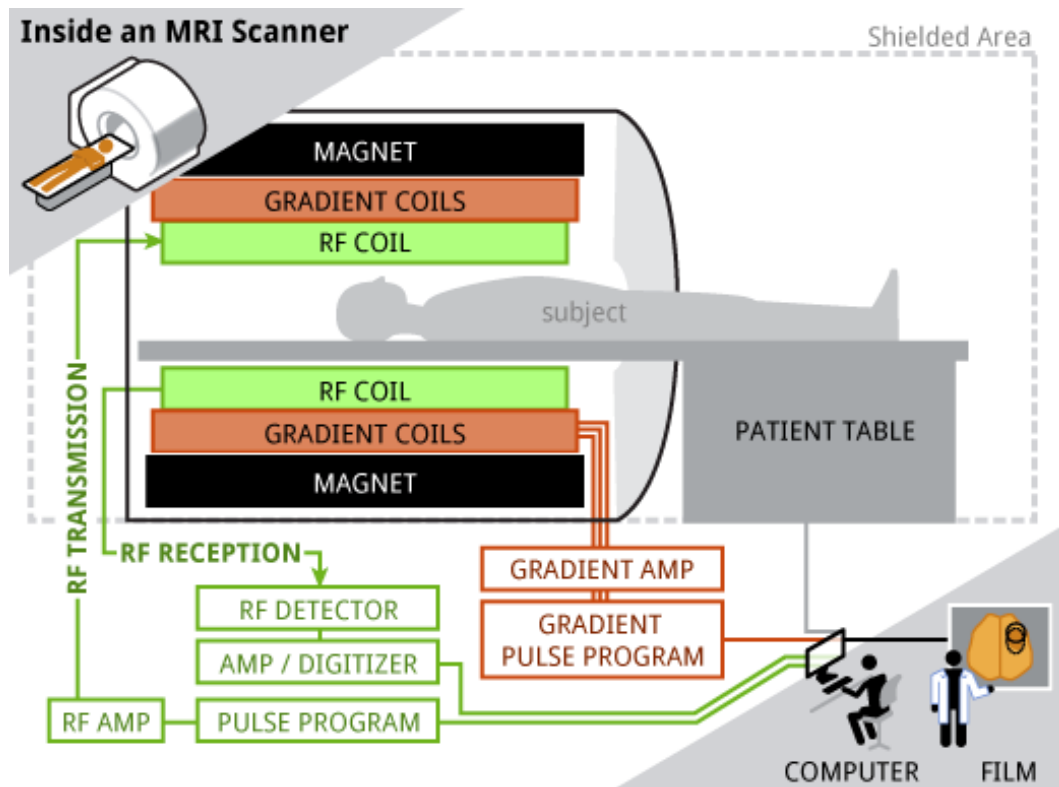


Figura 2.9: Diagrama do espaço e de toda a instrumentação envolvida na criação de uma imagem por IRM. (retirado de: <http://theenergyofradiation.blogspot.com/2016/12/characteristic-of-mri.html>)

Com este capítulo explicamos a origem do sinal de ressonância magnética nuclear, descrevemos os mecanismos de formação de imagem bem como os diferentes campos magnéticos que intervêm no processo: o campo magnético principal \vec{B}_0 necessário para obter a magnetização, o campo magnético giratório \vec{B}_1 que permite excitar os spins e os gradientes de campo magnético $G(\vec{r})$ que permitem realizar a codagem espacial. Por fim foi descrita a instrumentação indispensável para gerar e recolher estes campos.

3. Controlo de Qualidade de Imagem

O controlo de qualidade pode ser definido como um conjunto de operações que permite determinar a conformidade de um dispositivo em relação a normas ou especificações. A norma estudada é a IEC-62464-1, publicada em 2007 pela International Electrotechnical Commission (IEC) que é a organização global líder que gere a avaliação de conformidade para produtos, serviços e sistemas eléctricos. Este capítulo propõe analisar detalhadamente o que diz a norma e compará-la simultaneamente com o relatório nº28 da AAPM já que este foi o documento de base para o fabricante do fantoma presente no ISQ. Neste capítulo encontram-se também destacados os parâmetros relevantes para o controlo de qualidade de imagem e uma breve apresentação dos fantasmas envolvidos no controlo de qualidade em ressonância magnética.

3.1 Parâmetros ligados ao sinal

3.1.1) SNR

O sinal define-se como o valor médio do pixel dentro da região de interesse, ao qual é-lhe retirado qualquer offset. Ruído define-se como as variações aleatórias da intensidade de pixel [1]. As imagens com artefactos bem visíveis não são indicadas para a determinação do SNR. O SNR é afetado por muitos parâmetros entre os quais a calibração do sistema (frequência de ressonância, flip angles, etc...), o ganho, a carga e a afinação da bobina, a blindagem radiofrequência, o processamento de imagem, os parâmetros de varrimento.

3.1.2) Uniformidade

A uniformidade de imagem refere-se à capacidade do sistema de imagiologia por ressonância magnética para produzir uma resposta de sinal constante através do volume estudado quando o objeto em questão tem características de ressonância magnética homogéneas [1] e [8]. Os parâmetros que influenciam a uniformidade são a calibração do gradiente de pulso, correntes de Foucault, o processamento de imagem, a falta de uniformidade do campo RF e a falta de homogeneidade do campo estático.

3.1.3) Artefactos

Erros relacionados com a fase estão definidos em termos de sinal de imagem inapropriado que aparece em sítios específicos. Normalmente esses artefactos são caracterizados por um aumento da intensidade do sinal em sítios onde não existe material gerador de sinais. Os parâmetros que influenciam a aparição de artefactos são a instabilidade no gradiente de codagem de fase, um mau ajuste da quadratura de fase quando é feita a criação dos pulsos RF de seleção de corte e uma má decifragem na receção da quadratura de fase [1] e [10].

3.2 Parâmetros geométricos

3.2.1) Precisão/distorção geométrica

A distorção geométrica pode referir-se a um deslocamento dos pontos de uma imagem em relação à sua posição conhecida ou então a um dimensionamento errado da distancia entre pontos em qualquer parte da imagem. O principais factores que induzem distorção geométrica são a falta de homogeneidade do campo magnético principal e os gradiente de campo magnéticos não lineares [1]

3.2.2) Espessura de corte

A espessura de corte é definida como sendo a full width at half maximum (FWHM) do perfil de corte. O perfil de corte é definido como sendo a resposta da máquina de ressonância magnética a uma fonte pontual em movimento, à medida que esta se mexe através do plano de reconstrução. A espessura de corte é afetada pela uniformidade do gradiente de campo, do campo RF e do campo magnético estático, assim como pelo rácio TR/T1 e pela forma do pulso RF e pelos ecos estimulados. O facto dos pulso do seleção de corte entre a excitação e a leitura não serem co-planares também pode alterar a espessura de corte. [1]

3.2.3) Resolução espacial

A resolução espacial é uma medida da capacidade que tem um sistema imagiológico para mostrar a separação de objetos quando não existe ruído significativo. Para sistemas de ressonância magnética, a resolução espacial costuma ser limitada pela dimensão da matriz de aquisição. Os fatores que afetam a resolução são o campo de visão (FOV) determinado pelo gradiente e o período de amostragem, a matriz de aquisição e os filtros de reconstrução. [1]

3.3 Fantomas

3.3.1) Generalidades

Os fantomas são objetos preenchidos com fluidos que simulam a forma e as dimensões das partes do corpo que vão ser estudadas. Fantomas podem ser construídos com estruturas para avaliar o contraste de imagem, o SNR, a uniformidade, a resolução espacial, a espessura de corte e a distorção geométrica. [4]



a)



b)



c)

Figura 3.1: Exemplos de fantasmas utilizados em controlo de qualidade para ressonância magnética. a) fantoma "joelho" da ACR, b) fantoma "Phannie" da NIST, c) fantoma para testes de homogeneidade de campos magnéticos da General Electric Healthcare.

Um fantoma bem construído tem a característica de ser estável no tempo (quimicamente e termicamente) para permitir assegurar uma repetibilidade das imagens. É importante seleccionar materiais que contenham núcleos atômicos ativos que simulem as propriedades de ressonância magnética de uma parte do corpo. Os materiais devem ser livres de efeitos de susceptibilidade ou de disrupção de sinal, não podendo apresentar variabilidade própria para permitir que o foco fique na análise da variabilidade do sistema de aquisição.

Os trabalhos publicados pela AAPM e pelo consórcio EUROSPIN servem de base ao fabrico dos fantasmas utilizados para o controlo de qualidade em ressonância magnética. Estes trabalhos definiram formas ideais de fantasmas, materiais adequados para a construção dos recipientes, a composição dos materiais que preenchem o fantoma e a gama de valores dos tempos de relaxação. Na grande parte dos casos são esféricos ou cilíndricos. Em relação ao material que preenche o fantoma este pode ser uma solução aquosa (sulfato de cobre) ou uma solução em gel (agarosa) dopada por componentes paramagnéticos. A restrição principal dessas substâncias recai na condutividade do material utilizado. Uma substância com uma condutividade elétrica elevada poderia gerar imagens com um SNR excessivamente elevado [9] e não correspondem à realidade do desempenho do aparelho. Para prevenir artefactos, os componentes do material recipiente devem ser compatíveis em termos de susceptibilidade magnética com a substância que produz o sinal. Por esta razão são quase todos fabricados com PMMA ou com um material que não seja magnético.

3.3.2) Fantoma presente no ISQ

Concretamente, existem duas abordagens para a utilização de fantasmas no controlo de qualidade. Uma das abordagens recai sobre a utilização de vários fantasmas, cada um dedicado a um parâmetro ou a um grupo de parâmetros. A outra, mais divulgada e utilizada no ISQ, consiste em utilizar um só fantoma contendo várias estruturas destinadas a medir vários parâmetros. É o caso do PRO-MRI, que contém várias estruturas dispostas segundo a simetria do plano axial do fantoma, dedicadas à medição de parâmetros específicos. O recipiente é um cilindro, tem um diâmetro externo de 220mm e uma altura de 150mm.

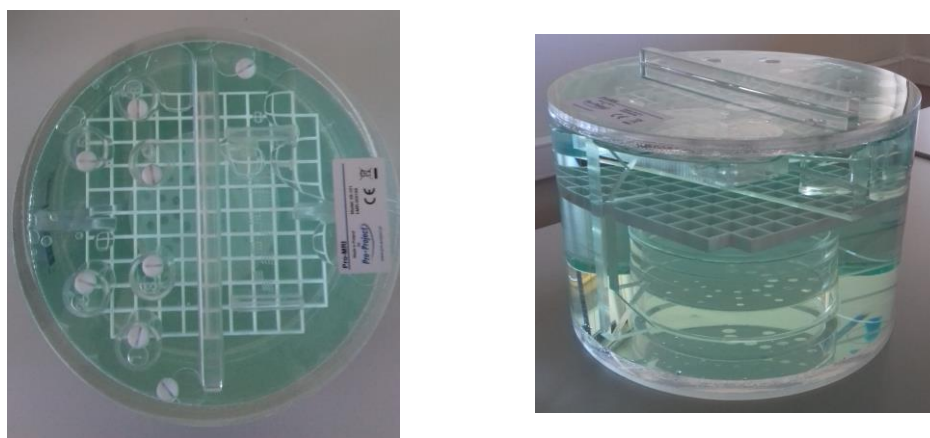


Figura 3.2: fotografias do fantoma PRO-MRI certificado pela ACR MRI accreditation program.

3.4 Norma IEC 62464-1 e relatório nº28 da AAPM

Como foi dito anteriormente, o fantoma existente no ISQ foi construído tendo como base o relatório da AAPM. Por outro lado, a utilização da norma IEC 62464-1 para o controlo de qualidade ainda não é feita de forma exaustiva, muito provavelmente pelo hábito e pela influência dos fabricantes dos equipamentos. Desta forma, o relatório da AAPM assume uma importância considerável, sendo por isso fundamental fazer uma análise comparativa.

Existe uma estrutura comum entre a norma e o relatório. Para cada parâmetro, ambas apresentam a descrição do fantoma que tem que ser usado, o procedimento a seguir para realizar a medição e as indicações para a análise de dados. Os dois textos reconhecem o SNR, a uniformidade, a espessura de corte, a distorção geométrica, a resolução espacial e os artefactos como sendo parâmetros importantes para o controlo de qualidade de imagem [1] e [2]. As diferenças começam com o relatório da AAPM onde são acrescentadas a frequência de ressonância e a separação entre cada corte como fatores determinantes para o controlo de qualidade. Também faz parte do relatório da AAPM, uma secção com uma definição precisa de cada parâmetro, um parágrafo sobre quais fatores podem afetar o parâmetro em questão bem como um critério de aceitação.

Tabela 3.1: Comparação da estrutura dos textos

	Norma IEC 62464-1	relatório AAPM-28
Definição parâmetro	✗	✓
Fatores que influenciam	✗	✓
Descrição fantoma	✓	✓
Parâmetros de varrimento	✓	✓ □ "scan conditions"
Procedimento de medição	✓	
Análise de dados	✓	✓
Critério de aceitação	✗	✓

O fantoma tipo preconizado para o controlo de qualidade em ressonância magnética segue aproximadamente as mesmas recomendações em ambas as normas. A AAPM deixa mais liberdade para fazer escolhas que pareçam razoáveis, no entanto impõe limite máximo para T_2 e mínimo para T_1 .

Tabela 3.2: Resumo das características do fantoma tipo segundo cada texto

	CEI 62464 - 1	AAPM - 28
Temperatura	22°C ± 4°C	Termicamente estável
T₁	< 1200 ms	1000ms < T ₁ < 1200ms
T₂	T ₂ > 50 ms	50ms < T ₂ < 400ms
Densidade de spins	$\rho = \rho_{H_2O} \pm 20\%$	densidade de prótons >> densidade da água
Outras considerações	- Tamanho e forma apropriada para poder adaptar-se à bobina receptora que vai ser testada. - Preenchido com material gerador	-Material do recipiente que não poderá ter uma susceptibilidade magnética muito diferente do líquido.

de sinais, tendo uma constante dielectrica e uma condutividade suficientemente fracas para reduzir fenómenos de ondas estacionárias.

3.4.1) SNR

Para o SNR, já a situação é diferente porque a norma CEI identifica diferentes tamanho de secções transversais consoante o tipo de fantoma a ser utilizado enquanto o relatório da AAPM nº28 limita-se a dizer que a seção transversal tem que ter pelo menos o dobro da espessura de corte. Em relação à bobine recetora, as normas complementam-se. O relatório apenas menciona que a bobina tem que estar eletricamente carregada usando um material de preenchimento apropriado, onde as propriedades do corpo são simuladas enquanto a norma CEI detalha os valores das propriedades que simulem esse efeito:

- largura de banda $3\text{dB} \pm 15\%$
- Impedância $\pm 20\%$ em amplitude e $\pm 20^\circ$ em fase
- Desfasamento da frequência central da bobina $\pm 1\%$ da frequência central

Em relação ao procedimento de medição, na norma CEI é pedido uma verificação prévia da espessura de corte e da resolução espacial e tem um protocolo detalhado na Tabela 3.5. Em contrapartida o relatório não fornece indicações nenhuma, apenas diz que qualquer varrimento multi-slice pode ser utilizado.

Apesar da formula matemática para a análise de dados ser a mesma, os requisitos para a ROI são muito diferentes. A norma CEI pede que a ROI cubra pelo menos 85% da superfície da imagem, enquanto a AAPM-28 apenas requer como mínimo uma ROI de 10% da imagem ou 100 pixels (o que for maior).

$$SNR = \frac{S}{\left(\frac{SD}{\sqrt{2}}\right)} \quad (3.1)$$

Onde S representa o valor médio dos pixels na ROI subtraído um valor de referencia dos pixels. SD é o desvio padrão

3.4.2 Uniformidade

O fantoma usado para este parâmetro responde a critérios muito mais simples do lado da norma CEI, onde apenas é pedido que seja homogêneo e grande o suficiente para englobar a bobina a ser estudada. Ao contrario do fantoma utilizado para o SNR, para a uniformidade não é necessário ter em conta a carga da bobina RF. Já no relatório da AAPM, o fantôma terá que ser igual ao do SNR o que leva a querer que a carga da bobina tem alguma relevância neste texto.

Os parâmetros de varrimento mantêm-se os mesmos que o SNR em ambas as normas, sendo que a única diferença, na norma da CEI passa a ser permitido a média dos sinais. No relatório é

chamado a atenção para o facto do SNR ter que ser grande o suficiente que não afete a uniformidade, (um SNR adequado pode ser 80:1 ou maior.)

As abordagens são muito diferentes no que diz respeito aos cálculos utilizados para o controlo da uniformidade. A norma IEC usa o desvio absoluto médio que obriga a ter em conta todos os valores da ROI enquanto o relatório apoia-se em médias que apenas tem em conta os valores máximos e mínimos da ROI. As recomendações para o tamanho das ROI também são diferentes, 85% da imagem com a norma IEC contra 75% para o relatório da AAPM.

Tabela 3.3: Resumo e comparação da análise de dados do parâmetro “uniformidade” consoante a CEI 62464-1 e o relatório da AAPM.

CEI 62464 - 1	AAPM - 28
<p>[2] Desenhar uma ROI de maneira a cobrir 85% do volume gerador de sinais na área de especificação.</p> $AAD = \sum_{i=1}^N (S_i - S)/N$ <p>S_i é o valor individual do pixel na ROI S é o valor médio de todos os pixéis na ROI N é o numero total de pixéis na ROI</p> <p>A uniformidade (U) é definida como:</p> $U = 1 - \frac{AAD}{S}$	<p>[1] Determinar os valores mínimos (S_{min}) e máximos (S_{max}) para pixéis dentro de uma área centrada que engloba pelo menos 75% da área do fantoma, de modo a determinar o valor médio \bar{S} e o intervalo Δ:</p> $\bar{S} = \frac{S_{max} + S_{min}}{2}$ $\Delta = \frac{S_{max} - S_{min}}{2}$ <p>A uniformidade (U_{Σ}) é definida como:</p> $U_{\Sigma} = \left[1 - \frac{\Delta}{\bar{S}} \right] \times 100\%$

Existe um critério de aceitação no relatório que diz que a uniformidade é aceitável quando é superior a 80% num campo de visão máximo de 20cm. A norma da CEI não fornece informação sobre valores aceitáveis.

3.4.3) Espessura de corte

O fantôma recomendados para o estudo da espessura de corte tanto pela norma como pelo relatório, têm em comum serem constituídos por rampas inclinadas. No entanto o valor dos ângulos difere significativamente entre os dois textos. Para a norma CEI 62464-1, o fantoma é composto por duas placas finas inclinadas constituídas por um material gerador de sinais de ressonância magnéticas, confinadas por um material inativo do ponto de vista da ressonância magnética. As superfícies inclinadas das duas placas, formam um ângulo $\alpha_s = 8^\circ$ a 12° com um dos dois eixos da imagem. Para o relatório da AAPM, Um fantoma típico para o estudo da espessura de corte é o high ramp signal (HRS). Fantasmas HRS consistem normalmente em duas rampas orientadas com um ângulo fixo (Θ), que costuma ser de 90° , em relação uma à outra. O fantoma também costuma ter uma orientação de 45° em relação ao plano da imagem. Deve ser muito fino para conseguir quantificar a espessura de corte corretamente. Para este parâmetro, existem critério específicos para o fantoma, definidos em ambos os textos, que convém que sejam respeitados. No caso da norma, é necessário que $FWHM/\tan(\alpha_s) \geq 5$ e para isso, a espessura da placa tem que respeitar: *espessura da placa* \leq

$FWHM/5$. A AAPM também tem uma restrição em relação à espessura de corte mas é mais simples: a espessura de corte tem que representar menos de 20% do perfil de corte da FWHM.

Os parâmetros de varrimento segundo a norma, continuam a ser iguais aos da uniformidade com a diferença dos campos de visão serem escolhidos de maneira a que a imagem da espessura de corte cubra pelo menos 20 pixels [2]. É chamada a atenção para o facto de que o SNR do perfil de corte ter que ser superior a 20. [1] Mais uma vez, o relatório da AAPM recomenda qualquer aquisição multislice a partir do momento em que T_R é maior que $3T_1$. É de salientar que este requerimento consta também na sequência descrita na norma CEI 62464-1.

A análise de resultados é diferente entre a norma e o relatório e encontra-se resumida na tabela abaixo:

Tabela 3.4: Resumo e comparação da análise de dados do parâmetro “espessura de corte” consoante a CEI 62464-1 e o relatório da AAPM.

CEI 62464 – 1	AAPM - 28
<p>Traçar as intensidades de pixel no mesmo sentido que a inclinação da placa, X. A intensidade do pixel no ponto X_i é chamada $S(X_i)$. A FWHM de $S(X_i)$ é determinada por interpolação linear. A espessura de corte é calculada como sendo o produto de $S(X_i)$ por $\tan(\alpha_S)$:</p> $\text{espessura de corte} = S(X_i) \times \tan(\alpha_S)$	<p>Na imagem resultante, o nível do sinal é lido através da rampa numa base de pixel a pixel ao longo de uma linha ortogonal à direção da largura da rampa. Os parâmetros FWHM ou FWTM devem ser determinados para cada uma das rampas.</p> <p>A FWHM de duas rampas orientadas com um ângulo fixo (Θ) em relação uma à outra, e tendo uma inclinação qualquer em relação ao plano imagem é :</p> $\frac{(a + b) \cos \Theta + \sqrt{(a + b)^2 (\cos \Theta)^2 + 4ab (\sin \Theta)^2}}{2 \sin \Theta}$ <p>Onde a e b representam a FWHM (FWTM) da intensidade dos perfis das rampas 1 e 2</p>

Por outro lado, apesar de o cálculo ser mais simples para a norma CEI, esta apresenta uma análise muito mais complexa no que diz respeito ao tratamento de fontes de erro. Essa análise pode ser consultada na Tabela 3.7, e tem que ser realizada em conjunto com o cálculo apresentado na tabela acima (Tabela 3.4). O relatório da AAPM, não tem qualquer avaliação quantitativa do erro mas apresenta um critério de aceitação que por sua vez não consta na norma. Este diz que, para espessuras de corte superiores a 5mm, o valor medido da espessura de corte deve estar de acordo com o valor indicado $\pm 1\text{mm}$.

3.4.4) Resolução espacial

Os dois textos descrevem formas muito diferentes de avaliar a resolução espacial. Isso percebe-se facilmente logo quando é dada a descrição do fantôma. Para a norma CEI 62464-1, o fantoma constitui-se por um padrão periódico. O padrão é composto por $n \geq 10$ placas paralelas entre si de periodicidade L. As placas que não geram sinais de ressonância magnética estão rodeadas por um material gerados de sinais de ressonância magnética. Para mais pormenores ver a Tabela 3.9. Por sua vez, o fantoma descrito no relatório da AAPM é composto por um array constituído por um padrão repetido de barras ou buracos. Os elementos produtores de sinais podem ter uma secção transversal de

forma circular ou retangular. O padrão repetido consiste em alternar áreas de materiais produtores de sinais com áreas de materiais não produtores de sinais. Estas áreas estão separadas por uma distância igual à largura do retângulo ou do diâmetro do círculo. Um fantoma típico é composto por cinco elementos produtores de sinais alternados por quatro espaços. Os elementos costumam ter tamanhos de 5, 3, 2, 1,5, 1,25, 1, 0,75 e 0,50 mm.

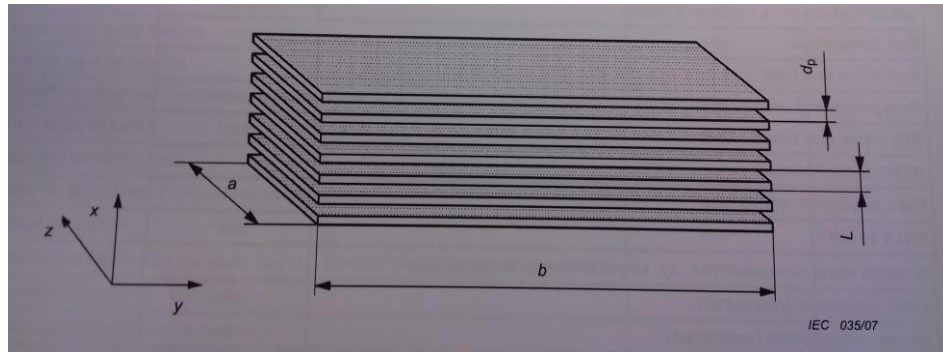


Figura 3.3: Esquema do fantoma preconizado pela IEC na norma IEC 62464-1 para a avaliação da resolução espacial. a representa a largura das placas, b representa o comprimento das placas, L é o período e d_p é a distância entre duas placas consecutivas [2]

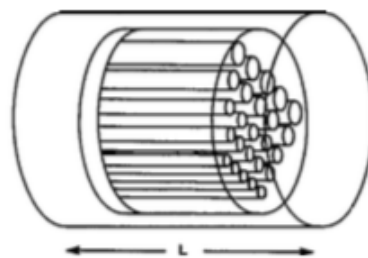


Figura 3.4: Esquema do fantoma preconizado pela AAPM no relatório da AAPM para a avaliação da resolução espacial. L representa o comprimento do fantoma. [1]

As diferenças continuam nos parâmetros de varrimento e no procedimento de medição onde, para a norma CEI, os parâmetros utilizados são os mesmo que os da espessura de corte mas existe uma especial atenção para que o campo de visão seja escolhido tendo em conta a seguinte equação: $4\Delta x > L$, onde Δx é o tamanho do pixel. O SNR deverá ser de 50 sendo que é permitido um averaging dos sinais para chegar a esse valor caso seja necessário. Já o relatório preconiza qualquer aquisição multi-slice e um SNR apropriado mas propõe alterar a espessura de corte (5-10 mm) para chegar a um resultado de SNR conveniente.

Ambos os textos dizem que o fantoma deverá estar centrado e posicionado perpendicularmente ao plano de varrimento [1] e [2]. A norma pede que o fantoma forme um ângulo entre 10° a 15° com o eixo y da imagem. Nesta situação é determinada apenas a resolução no eixo x da imagem. Consequentemente, será necessário adquirir a imagem de duas estruturas perpendiculares com o intuito de avaliar a resolução espacial nas duas dimensões. Por sua vez, o relatório pede que o fantoma seja rodado 45° para que possa ser uma combinação das resoluções das direções de codagem em fase e em frequência numa só aquisição.

Segundo a norma CEI, a resolução é então determinada através de um factor de modulação. Para esse efeito é necessário desenhar uma ROI elíptica que seja suficientemente grande mas que não

toque em nenhuma das duas placas exteriores do fantoma nem ultrapasse os 90% do comprimento do fantoma (ver figura 3.5).

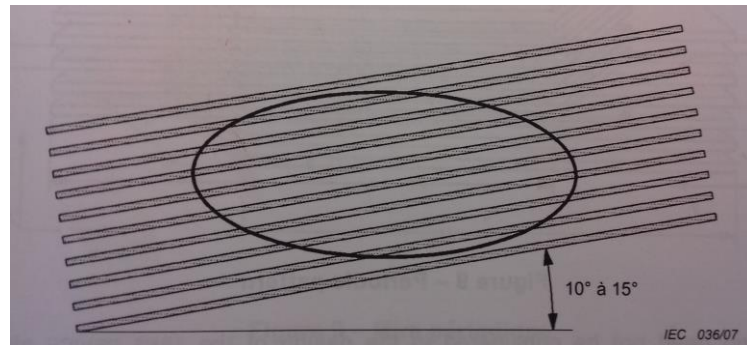


Figura 3.5: Esquema do formato da ROI recomendada pela norma IEC 62464-1 para o estudo do parâmetro da resolução espacial. [2]

A modulação $m(v)$ em frequência espacial $v = 1/L$ é calculada usando o desvio padrão SD e a o valor médio S dos pixéis da ROI:

$$m(v = 1/L) = \frac{SD}{S} \quad (3.2)$$

Se o fator de modulação m for superior a 0,56, então a resolução desejada foi atingida.

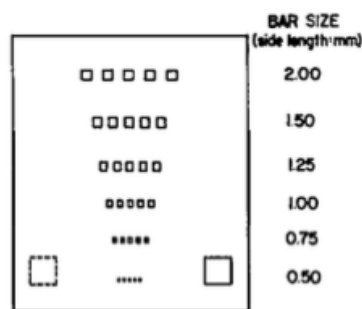


Figura 3.6: Exemplo de imagem que pode ser observada para determinar a resolução espacial segundo o relatório da AAPM [1]

Para a AAPM, a análise de dados é direta, pois a imagem (figura 3.6) será analisada visualmente. A análise consiste em conseguir distinguir nitidamente o elemento mais pequeno do array do fantoma. Ou seja, todos os cinco elementos e quatros espaços têm que ser exibidos separadamente com a largura de janela mais estreita. A resolução é expressa como o tamanho desse elemento. O critério de aceitação resume-se a dizer que essa resolução tem que manter-se constante quando repetidas e tem que ser igual ao tamanho do pixel.

3.4.5) Distorção geométrica

Tal como a resolução espacial, a distorção geométrica também ela é calculada de forma significativamente diferente segundo a norma ou o relatório. Essa diferença pode ser prevista logo pela definição do parâmetro. Enquanto o relatório da AAPM limita-se a dar apenas uma única definição, a

norma CEI distingue três tipos de distorção geométrica: a distorção geométrica de escala, a distorção geométrica de aberração e a distorção geométrica máxima.

O fantoma recomendado pela norma CEI 62464-1 pode ser tanto uma esfera como um cilindro onde a fronteira líquido/parede determina o ponto de medição [2]. O fantoma pode também ser constituído por orifícios, pins, frascos ou outros objetos com geometria bem definida, equidistantes no perímetro da ROI com uma separação angular máxima de 22,5°. O centro do fantoma deve ser identificado por um pin ou outra estrutura. Convém que o diâmetro dessa estrutura seja de 1mm a 2mm para reduzir ao máximo o erro de identificação do centro.

Enquanto que na norma, o fantoma deve ser concebido de maneira a que a distorção geométrica possa ser medida num perímetro da ROI cobrindo pelo menos 85% da área de especificação, já no relatório, essa percentagem passa a 60%. Para estar de acordo com o relatório, o fantoma deve consistir num array de objetos regular (buracos, tubos, etc) com dimensões e espaçamento conhecido. Deve ser preenchido com um material produtor de sinais. Os objetos pertencendo ao array devem ter um tamanho para o qual a sua posição pode ser medida e disposta num padrão regular (cada 1-2cm).

Mais uma vez, na norma, os parâmetros de varrimento são idênticos aos da espessura de corte. No entanto para este parâmetro, os filtros de distorção geométrica são autorizados e o FOV e o tamanho da matriz devem ser escolhidos de maneira ao tamanho do pixel ser 1mm.

O relatório também continua a recomendar uma aquisição multislice típica mas desta vez com a maior matriz disponível para maximizar a resolução espacial.

Os dois textos recomendam que sejam feitas aquisições nos três planos: transversal, sagital e frontal. No relatório, o processo de medições é mais simples dado que basta medir entre dois pontos dentro do campo de visão, desde que o tamanho do pixel não seja uma fonte de erro significativa. Para isso é recomendado que a verdadeira dimensão seja maior que 10 pixels. Feito isto, a distorção em percentagem é definida como :

$$\frac{\text{dimensão real} - \text{dimensão observada}}{\text{dimensão real}} \times 100\% \quad (3.3)$$

O critério de aceitação estipula que, dentro de um campo de visão maior que 25cm, a distorção é aceitável se for inferior a 5%.

Para a norma o processo de medição em si é semelhante ao do relatório, já que também se baseia em medir distancias previamente conhecidas, só que neste caso as distâncias são os raios do fantoma previamente descrito. Devem medir-se N_d distâncias, sendo que o ângulo entre pares de distancias radiais adjacentes deve ser inferior a 22,5°. Concluída esta etapa, a análise de dado tem três vertentes, cada uma correspondente a uma das definições de distorção geométrica:

- A distorção geométrica de escala, definida como a diferença entre a média das distancias medidas \bar{r} e o raio real R pela seguinte equação:

$$\delta = 1 - \frac{\bar{r}}{R} \quad (3.4)$$

- A distorção geométrica de aberração é definida como sendo o desvio padrão da distribuição das N_d distâncias radiais:

$$\sigma_\delta = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} (r_i - \bar{r})^2}{N_d - 1}} \quad (3.5)$$

- A distorção geométrica máxima calculada da seguinte maneira:

$$r_{max} = \max(r_i) \quad (3.6)$$

A única indicação dada pela norma CEI 62464-1 que pode ser aparentada a um critério de aceitação diz que quando $\delta = 0$ e $\sigma_\delta \neq 0$, então existem modulações de raio ou distorções geométricas. Quando $\delta \neq 0$ e $\sigma_\delta = 0$, então existem variações de escala. Pode ser salientado que não existem quaisquer critério quantitativos como existe no relatório da AAPM.

3.4.6) Artefactos

Como já aconteceu para outros parâmetros, o que está subentendido por “artefactos” difere entre a CEI e a AAPM. Para a CEI, trata-se de medir a amplitude do sinal de um artefacto e compará-la com a amplitude média dos sinais e também com o ruído de fundo. Para a AAPM, existem três tipo de artefactos que se possam medir: artefactos derivados de erros na codagem de fase, artefactos provenientes do DC-offset e artefactos como consequência dos erros de quadratura de transmissão. Esses artefactos são avaliados sendo comparados com a imagem original.

Para este parâmetro, a AAPM tem mais exigências que a CEI no que diz respeito ao fantoma a ser utilizado, já que a CEI apenas requer que as dimensões do fantoma não preencham mais do que 50% do FOV da imagem [1]. Por sua vez, o fantoma recomendado pela AAPM consiste num único cilindro produtor de sinais (2 – 5 cm) posicionado num sítio assimétrico, tipicamente na periferia do FOV, a 45° como pode ser observado na figura 3.7 abaixo. É aconselhado que espessura do fantoma seja aproximadamente o dobro da espessura de corte usada.

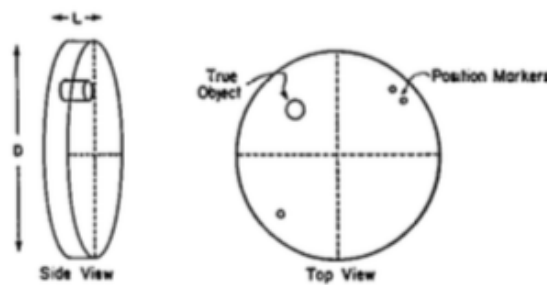


Figura 3.7: Esquema do fantoma recomendado pela AAPM para a avaliação dos artefactos [1].

A lista de parâmetros de varrimento estipulada pela norma encontra-se na Tabela 3.10. É importante ter um SNR superior a 100. Caso este objetivo não seja atingido, é possível ajustar a espessura de corte e outros parâmetros de sequências de impulso para chegar ao SNR pretendido, mas não se pode fazer uma média dos sinais. Também na norma CEI 62464-1, é aconselhado esperar tempo suficiente (até 15min para fantasmas grandes) depois do posicionamento do fantoma para evitar os artefactos de turbulência.

Como em todos os parâmetros de imagem, o relatório da AAPM não fornece parâmetros de varrimentos concretos mas diz que pode ser usada qualquer sequência multislice. Ambas as normas salientam que o plano de imagem deve passar pela posição de referência, de preferência ao longo de ou perpendicularmente ao eixo de simetria da bobina.

Segundo a AAPM, para os artefactos provenientes de erros de DC-offset, a existência desse erro é apenas verificada visualmente, já que se trata de um único pixel mais brilhante no centro da matriz de imagem. Para qualquer outro artefacto definido pelo relatório, a magnitude do erro (E) é sempre expressa da mesma maneira:

$$E = \frac{(T-G)}{T} \times 100\% \quad (3.3)$$

onde (G) é o valor da ROI do artefacto e (T), o valor da ROI da imagem verdadeira. No relatório, o critério de aceitação estipula que erros relacionados com a fase devem ser tipicamente < 5% de valor do sinal verdadeiro e que, se o sistema funciona corretamente, não deveriam existir erros de DC-offset nas imagens.

Por sua vez, a norma pede para obter 3 medidas: o valor do sinal do artefacto I_G , o nível médio do sinal da imagem S , e o fator $I_N = \text{desvio padrão}/0,655$, onde o desvio padrão é o do ruído, determinado através de uma ROI fora da região do fantoma. Todas as ROI devem ser quadrados de 5x5 pixels. Uma vez obtidos estes valores, basta determinar a razão artefacto/sinal (I_G/S), a razão artefacto/ruído (I_G/I_N) e a razão sinal/ruído (S/I_N).

3.5 Resumo e conclusão

Seguem abaixo seis tabelas com um resumo mais completo da informação dos textos estudados.

Tabela 3.5: Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro SNR.

SNR	
CEI 62464 – 1	AAPM – 28
<i>Fantoma</i>	
<p>Tamanho e forma apropriada para poder adaptar-se à bobina receptora que vai ser testada.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Preenchido com material gerador de sinais, tendo uma constante dielectrica e uma condutividade suficientemente fracas para reduzir fenómenos de ondas estacionárias. Valores tipo de propriedades de ressonância magnética: - Densidade de spin $\rho = \rho_{H2O} \pm 20\%$ - Tempo de relaxação longitudinal $T_1 < 1200$ ms - Tempo de relaxação transversal $T_2 > 50$ ms - Temperatura: $22^\circ\text{C} \pm 4^\circ\text{C}$ <p>-----</p> <p><u>Bobina receptora</u> tem que ter uma carga eletrica que represente da melhor maneira um ser humano de um peso de 50kg a 90kg. A carga é considerada equivalente, se os seguintes parâmetros elétricos corresponderem aos erros indicados:</p> <p>largura de banda $3\text{dB} \pm 15\%$ Impedância $\pm 20\%$ em amplitude e $\pm 20^\circ$ em fase Desfasamento da frequência central da bobina $\pm 1\%$ da frequência central</p> <p><u>Fantoma “corpo”</u> Forma: esférico, cilíndrico ou elipsoidal Superfície mínima da secção transversal inscreve-se num círculo de 200mm de diâmetro</p>	<p>Material utilizado para qualquer fantoma tem que ser:</p> <ul style="list-style-type: none"> - estável a nível químico e térmico - sem grande deslocamento químico² - T_1 e T_2 apropriados - densidade de protões dentro de uma gama biológica <p>É conveniente:</p> <ul style="list-style-type: none"> - fazer corresponder o T_1 do material com um TR aceitável para o scan não ser demasiado longo - não escolher T_2 tão pequeno que algumas máquinas não conseguem ajustar-se. <p>Atenção ao material do recipiente que não poderá ter uma susceptibilidade magnética muito diferente do líquido.</p> <p>O material tem que ter as seguintes características:</p> <ul style="list-style-type: none"> - $1000\text{ms} < T_1 < 1200\text{ms}$ - $50\text{ms} < T_2 < 400\text{ms}$ - densidade de protões \gg densidade da água <p>-----</p> <p>Material gerador de sinais uniforme que tenha uma dimensão mínima no plano de imagem de 10cm ou 80% do campo de visão (o que for maior). Para medições de apenas um corte (single slice measurment) o fantoma deve ter uma dimensão de pelo menos o dobro da espessura de corte, na direção da seleção de corte. Para aquisições multislice, o comprimento do fantoma deve ser pelo</p>

² frequência de ressonância de um núcleo em relação a uma frequência padrão num campo magnético

<p><u>Fantoma “cabeça”</u> Forma: esférico, cilíndrico ou elipsoidal Superfície mínima da secção transversal inscreve-se num círculo de 150mm de diâmetro</p> <p><u>Fantoma “extremidades”</u> Superfície mínima da secção transversal será igual a 85% da área de especificação¹</p>	<p>menos igual ao do volume a ser desenhado mais duas vezes a espessura de corte máxima. O fantoma pode ter um corte transversal circular ou retangular. Quando são usados fantasmas grandes preenchidos com um fluido, deve ser tido em conta que o movimento do fluido pode introduzir artefactos na imagem criada.</p> <p>Para aproximar o fantoma a uma situação clínica real, a bobina tem que estar eletricamente carregada usando um material de preenchimento apropriado, onde as propriedades do corpo são simuladas.</p>
<p><i>Parâmetros de varrimento</i></p>	
<p>1) 2D eco de spin e corte único centrado a +/- 30mm no isocentro³ 2) planos de varrimentos transversal, sagital e frontal, (um de cada vez) 3) tempo de repetição $T_R = 1000\text{ms}$ ou $T_R \geq 3 T_1$ do material gerador de sinais (consoante o que for maior) 4) tempo de eco $T_E = 30\text{ms}$ ou $T_E \leq \frac{1}{3} T_2$ do material gerador de sinais (consoante o que for menor) 6) largura de banda por pixel $(100 \pm 3)\text{Hz}$ 7) campo de visão de 250mm para a bobina “cabeça” 8) campo de visão de 440mm para a bobina “corpo” 9) campo de visão não pode ultrapassar 110% da maior dimensão da bobina de frequência radioelétrica (bobina RF) 10) Matriz de 256×256 pixel 11) espessura de corte de 5mm 12) o averaging dos sinais não está autorizado</p>	<p>Qualquer tipo de varrimento multi-slice pode ser utilizado</p>
<p><i>Procedimento de medição</i></p>	
<p>- Esperar tempo suficiente depois de ter posicionado o fantoma e antes de efetuar o varrimento (15 min se o fantoma for grande). - O corte varrido deve passar pela posição de referencia para que a área de especificação seja a maior, de preferência ao longo ou perpendicularmente ao</p>	<p>Qualquer tipo de varrimento multi-slice pode ser utilizado</p>

¹ Intersecção do volume de especificação e do plano de imagem. O volume de especificação corresponde ao volume de imagem no qual o fabricante garante as especificações de performance de imagem.

³ Ponto zero dos gradientes de codagem espacial

eixo de simetria da bobina. - Efetuar dois varrimentos sequenciais (chamados imagem 1 e imagem 2) num intervalo de tempo inferior a 5min entre o fim do primeiro varrimento e o início do segundo. Nenhum ajuste de parâmetros nem calibração deve ser efetuada entre os varrimentos. - Verificar a resolução espacial e a espessura de corte para a sequência de determinação do SNR. Utilizar os métodos descritos nas secções abaixo.	
--	--

<i>Análise de dados</i>	
<p>A ROI deve ser uma região centrada cobrindo pelo menos 85% da superfície da imagem do volume gerador de sinais do fantoma.</p> <p><u>Etapa 1:</u> determinar o valor médio dos pixels na ROI da imagem 1. Ao número resultante deverá ser subtraído um valor de referencia do pixel. A esse número é chamado sinal de imagem, S</p> <p><u>Etapa 2:</u> calcular pixel a pixel uma imagem (imagem 3) da seguinte maneira: imagem 3 = imagem 1 - imagem 2</p> <p><u>Etapa 3:</u> transferir a ROI utilizada para medir S na etapa 1 para o mesmo sitio na imagem 3 e calcular o desvio padrão (SD) da ROI. Dividir o desvio padrão pela raiz quadrada de dois, eliminando a amplificação do ruído do processo de subtração de imagem, para obter o ruído de imagem.</p> <p><u>Etapa 4:</u> Calcular o SNR como sendo:</p> $SNR = \frac{S}{\left(\frac{SD}{\sqrt{2}}\right)}$	<p>O sinal é medido utilizando uma ROI de pelo menos 100 pixels ou 10% da área do material que produz o sinal (o que for maior). A ROI deverá ser posicionada no centro da imagem.</p> <p>Tratamento igual à CEI 62464-1, o fator $\sqrt{2}$ advém do facto de estarmos a utilizar uma subtração de imagem em vez da imagem original</p>
<i>Crítérios de aceitação</i>	
-	Não é possível

Tabela 3.6: Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Uniformidade

Uniformidade		
	CEI 62464 – 1	AAPM – 28
<i>Fantoma</i>		
	<ul style="list-style-type: none"> - fantoma homogêneo - as dimensões e forma do fantoma devem englobar pelo menos a área de especificação da bobina em questão - não é necessário ter em conta a carga da bobina RF 	Igual ao fantoma do SNR
<i>Parâmetros de varrimento</i>		
	Sequência igual a do SNR só que é permitido o averaging dos sinais	A partir do momento em que o SNR é grande o suficiente que não afete a uniformidade, qualquer aquisição multislice pode ser usada. Um SNR adequado pode ser 80:1 ou maior.
<i>Procedimento de medição</i>		
	<ul style="list-style-type: none"> - Esperar tempo suficiente depois de ter posicionado o fantoma e antes de efetuar o varrimento. - O corte varrido deve passar pela posição de referencia para que a área de especificação seja a maior, de preferência ao longo ou perpendicularmente ao eixo de simetria da bobina. -para bobinas de volume deverá ser obtida uma imagem a partir de cada plano, transversal, frontal e sagital, três imagens por bobina serão assim obtidas 	
<i>Análise de dados</i>		
	O desvio absoluto médio do sinal numa ROI está definido como:	São determinados os valores mínimos (S_{\min}) e máximos (S_{\max}) para pixéis dentro de uma área centrada que engloba pelo menos 75% da área do fantoma.

$AAD = \sum_{i=1}^N (S_i - S)/N$ <p>onde S_i é o valor individual do pixel na ROI S é o valor médio de todos os pixéis na ROI $S_i - S$ é o desvio absoluto para o pixel i N é o numero total de pixéis na ROI</p> <p>Para a avaliação de cada bobina, a uniformidade deverá ser calculada colocando uma ROI no fantoma para cada imagem.</p> <p>a) desenhar uma ROI de maneira a cobrir 85% do volume gerador de sinais na área de especificação. A área geradora de sinais deverá ser superior á área de especificação. b) calcular o sinal médio e a AAD a partir da ROI c) Calcular a medida da uniformidade U:</p> $U = 1 - \frac{AAD}{S}$ <p>gravar U para todos os planos avaliados. Por sua vez, a não-uniformidade está definida como $NU = 1 - U$</p>	<p>Tem que haver um cuidado especial para não englobar artefactos dentro da ROI.</p> <p>O valor médio \bar{S} e o intervalo Δ são calculados da seguinte maneira:</p> $\bar{S} = \frac{S_{max} + S_{min}}{2}$ $\Delta = \frac{S_{max} - S_{min}}{2}$ <p>A equação que nos permite calcular a uniformidade integral (U_Σ) é:</p> $U_\Sigma = \left[1 - \frac{\Delta}{\bar{S}}\right] \times 100\%$ $= \left[1 - \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}}\right] \times 100\%$ <p>A norma também propõe uma solução para minimizar o efeito do ruído no caso de low-field imaging.</p>
<p><i>Critérios de aceitação</i></p>	
<p>-</p>	<p>Para um campo de visão máximo de 20cm a uniformidade deveria ser de 80% ou mais. Para campos de visão maior, a uniformidade pode deteriorar-se. A uniformidade como definida aqui, não se aplica a bobinas de superfície.</p>

Tabela 3.7: Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no texto da AAPM em relação ao parâmetro Espessura de corte 2D

Espessura de corte (2D)	
CEI 62464 – 1	AAPM – 28
Fantoma	
<p>Este fantoma é composto por duas placas finas inclinadas constituídas por um material gerador de sinais de ressonância magnéticas, confinadas por um material inativo do ponto de vista da ressonância magnética. As superfícies inclinadas das duas placas, formam um ângulo $\alpha_s = 8^\circ$ a 12° com um dos dois eixos da imagem. A placa inclinada produz um perfil da intensidade do sinal que tem forma trapezoidal. Os lados do trapézio, s, ficam maiores em relação à largura a meia altura (FWHM) do perfil medido e à medida que a espessura, p, da placa aumenta. É necessário assegurar a relação $FWHM/\tan(\alpha_s) \geq 5$:</p> $p \leq FWHM/5$ <p>Para obter resultados confiáveis, o SNR do perfil de corte deve ser superior a 20. O SNR pode ser melhorado utilizando várias aquisições ou calculando o a media dos perfis de corte em linhas adjacentes, perpendiculares ao sentido de inclinação da superfície caso não haja rotação do dispositivo de ensaio.</p>	<p>Vários fantasmas podem ser utilizados, a maior parte dos quais com algum tipo de superfície inclinada (planos, cones ou espirais). Um fantoma típico é o high ramp signal (HRS). Fantasmas HRS consistem normalmente em duas rampas orientadas com um ângulo fixo (Θ) em relação uma à outra. Devem ser muito finos para conseguir quantificar a espessura de corte corretamente. Será necessário fazer o averaging dos pixéis da rampa para gerar um perfil de corte com um SNR aceitável. Quando são avaliadas espessuras de corte muito finas ($<3\text{mm}$), é necessário aumentar o ângulo da rampa e diminuir a sua espessura. Geralmente a espessura de um HSR a 90°, com uma orientação de 45° em relação ao plano da imagem deve ser $< 20\%$ do perfil de corte da FWHM (i.e, uma espessura de corte de 5mm precisa de uma rampa de 1mm) para obtermos uma medição com um erro inferior a 20%</p>
Parâmetros de varrimento	
<p>Iguais aos parâmetros de varrimento da uniformidade só que não são aplicáveis os parâmetros dos fantasmas e os campos de visão devem ser escolhidos de maneira a que a imagem da espessura de corte cubra pelo menos 20 pixeis, o que significa que o tamanho do pixel deverá ser inferior a $FWHM/20\tan(\alpha_s)$.</p> <p>É admitida a escolha de uma espessura de corte de 3mm na condição de respeitar a condição anterior, o que significa que o tamanho do pixel deve ser inferior a $FWHM/20\tan(\alpha_s)$, onde α_s é o ângulo que o fantoma faz com a horizontal.</p> <p>A utilização de um dispositivo de ensaio com $\alpha_s = 11,3^\circ$ significa que:</p> <ul style="list-style-type: none"> - FOV máximo = 320mm para uma espessura de corte = 5mm e - FOV máximo = 190mm para uma espessura de corte = 3mm, usando uma matriz de 256x256 pixeis. 	<p>Qualquer aquisição multislice pode ser utilizada a partir do momento em que T_R é maior que $3T_1$ do material que preenche o fantoma e que a maior resolução de pixéis é usada. A espessura de corte deve ser medida tanto no centro como na periferia da imagem e também no centro (isocentro do íman) e no offset dos cortes.</p>
Procedimento de medição	
<p>Os varrimentos devem ser efetuados nos planos transversal, sagital e frontal. Medidas devem ser tomadas de modo a assegurar que o fantoma está alinhado com o corte de imagem. Esse alinhamento pode ser verificado comparando a espessura de corte medida nas placas inclinadas geradoras de sinais.</p>	<p>Na imagem resultante, o nível do sinal é lido através da rampa numa base pixel a pixel ao longo de uma linha ortogonal à direção da largura da rampa. Para assegurar um SNR adequado, pode ser</p>

A diferença da espessura de corte obtida com as placas geradoras de sinais deve ser inferior a 10%	necessário usar várias excitações ou selecionar várias linhas. Os parâmetros FWHM ou FWTM devem ser determinados para cada uma das rampas.
Análise de dados	
<p>Traçar as intensidades de pixel no mesmo sentido que a inclinação da placa, X. A intensidade do pixel no ponto X_i é chamada $S(X_i)$. A FWHM de $S(X_i)$ é determinada por interpolação linear. A espessura de corte é calculada como sendo o produto de $S(X_i)$ por $\tan(\alpha_s)$:</p> $espessura\ de\ corte = S(X_i) \times \tan(\alpha_s)$ <p>Fontes de erro de medição:</p> <ul style="list-style-type: none"> - SNR inapropriado - interpolação para a determinação da FWHM - tamanho dos pixels - erro de ângulo nas placas - rotação do dispositivo de ensaio em torno de x e z - não-uniformidade da imagem <p>O maior erro é induzido pela rotação da placa em torno do eixo y porque leva a uma alteração do ângulo de inclinação da placa, α_s. Este ângulo de rotação θ pode ser calculado a partir de duas espessuras de corte w_1 e w_2 medidas com duas placas em oposição com a ajuda da seguinte equação:</p> $\theta = \sin^{-1}[(w_2 - w_1)/(w_2 + w_1) \sin(2\alpha_s)]/2$ <p>a espessura de corte corrigida será então calculada a partir da equação:</p> $FWHM = w_1 \tan(\alpha + \theta)$ <p>onde α é o flip angle⁴. É também possível obter um resultado correto com: $FWHM = [w_1 w_2]^{1/2} \tan(\alpha_s)$</p>	<p>A FWHM de duas rampas orientadas com um ângulo fixo (Θ) em relação uma à outra, e tendo uma inclinação qualquer em relação ao plano imagem é :</p> $\frac{(a + b) \cos \Theta + \sqrt{(a + b)^2 (\cos \Theta)^2 + 4ab(\sin \Theta)^2}}{2 \sin \Theta}$ <p>Onde a e b representam a FWHM (FWTM) da intensidade dos perfis das rampas 1 e 2</p>
CrITÉrios de aceitação	
-	O valor medido da espessura de corte deve estar de acordo com o valor indicado $\pm 1\text{mm}$ para espessuras de corte $> 5\text{mm}$

⁴ ângulo de rotação do vetor de magnetização (net magnetization) em relação ao campo magnético quando é aplicado um pulso de radiofrequência.

Tabela 3.8: Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Distorção geométrica

Distorção geométrica (2D)	
CEI 62464 – 1	AAPM – 28
<i>Fantoma</i>	
<ul style="list-style-type: none"> - O fantoma deve ser concebido de maneira a que a distorção geométrica possa ser medida num perímetro da ROI cobrindo pelo menos 85% da área de especificação. O perímetro da ROI deverá ser circular no caso de um volume de especificação esférico e elíptico no caso de um volume de especificação elíptico. - O fantoma pode ser tanto uma esfera como um cilindro onde a fronteira liquido/parede determina o ponto de medição. O fantoma pode também ser constituído por orifícios, pins, frascos ou outros objetos com geometria bem definida, equidistantes no perímetro da ROI com uma separação angular máxima de 22,5°. Convém colocar ao centro do fantoma um pin ou outra estrutura. Convém que o diâmetro dessa estrutura seja de 1mm a 2mm para reduzir ao máximo o erro de identificação do centro. Caso não haja estrutura central, o centro do fantoma pode ser definido por métodos geométricos na própria imagem. Se o volume de especificação tiver uma forma elíptica, são necessários dois pins, cada um deles colocados nos centros da elipse. - O fantoma tem que ter uma espessura que seja pelo menos igual ao dobro da espessura de corte. - Não é necessário ter em conta a carga da bobina de radiofrequência no fabrico do dispositivo de ensaio. 	<p>O fantoma deve ocupar pelo menos 60% do maior campo de visão e consiste num array de objetos regular (buracos, tubos, etc) com dimensões e espaçamento conhecido. Deve ser preenchido com um material produtor de sinais. Os objetos pertencendo ao array devem ter um tamanho para o qual a sua posição pode ser medida e disposta num padrão regular (cada 1-2cm). O erro de posicionamento dentro do array devido ao caráter finito do pixel deve ser < 10% da distorção geométrica.</p>
<i>Parâmetros de varrimento</i>	
<p>Os parâmetros são os mesmos que a espessura de corte com as seguintes modificações:</p> <ul style="list-style-type: none"> - o tamanho da matiz e do campo de visão devem ser escolhidos de maneira a que ambos tamanhos de pixéis sejam iguais e inferiores a 1mm. - filtro de distorção geométrica é autorizado para este ensaio 	<p>Como IRM é uma técnica de imagiologia volumétrica, a avaliação deve ser realizada em cada plano ortogonal para definir o volume de imagem que será útil. Isso pode ser feito desenhando um fantoma específico para aquisições multi-slice ou então posicionando um fantoma de single-slice em diferentes sítios dos três eixos.</p>
<i>Procedimento de medição</i>	
<ol style="list-style-type: none"> 1. O fantoma deverá ser colocado no centro do isocentro do íman nas três posições ortogonais: transversal, sagital e frontal. 2. Medir a distancia entre o centro e um ponto do perímetro da ROI 3. Repetir a medição para N pontos distribuído uniformemente no perímetro da ROI 4. o ângulo entre pares de distancias radiais adjacentes deve ser inferior a 22,5° 	<p>As medições de distorção podem ser realizadas entre dois pontos dentro do campo de visão dado que a resolução do pixel não é uma fonte de erro significativa. É recomendado que a verdadeira dimensão seja maior que 10 pixeis. Estudos preliminares para especificar a distorção na imagem centraram-se na utilização de um fantoma cilíndrico no qual os diâmetros</p>

		medidos são comparados com o diâmetro conhecido. Pode assim ser considerada a especificação em termos de desvio máximo expresso como percentagem do diâmetro conhecido.
<i>Análise de dados</i>		
<p>A distorção geométrica de escala é definida como sendo a diferença entre o valor médio \bar{r} de N_d distâncias radiais medidas em cada imagem adquirida e o raio R do fantoma da seguinte maneira:</p> $\delta = 1 - \frac{\bar{r}}{R}$ <p>A distorção geométrica de aberração é definida como sendo o desvio padrão da distribuição das N_d distâncias radiais medidas da seguinte maneira:</p> $\sigma_\delta = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} (r_i - \bar{r})^2}{N_d - 1}}$ <p>Quando $\delta = 0$ e $\sigma_\delta \neq 0$ existem modulações de raio ou distorções geométricas. Quando $\delta \neq 0$ e $\sigma_\delta = 0$ existem variações de escala.</p> <p>A distorção geométrica máxima calcula-se da seguinte maneira:</p> $r_{max} = \max (r_i)$		<p>A distorção em percentagem é definida como :</p> $\frac{\text{dimensão real} - \text{dimensão observada}}{\text{dimensão real}} \times 100\%$
<i>Critérios de aceitação</i>		
-		Quando a distorção é medida sobre um campo de visão > 25 cm, é considerada aceitável se for < 5%

Tabela 3.9 : Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Resolução espacial

Resolução Espacial	
CEI 62464 – 1	AAPM – 28
<i>Fantoma</i>	
<p>O fantoma constitui-se por um padrão periódico. O padrão é composto por $n \geq 10$ placas paralelas entre si de periodicidade L. A distância entre placas adjacentes é denominada de d_p, a espessura das placas é $(L-d_p)$ e a razão d_p/L vai de 0,61 a 0,70. As placas que não geram sinais de ressonância magnética estão rodeadas por um material gerados de sinais de ressonância magnética. A largura das placas deverá ser pelo menos igual a duas vezes a espessura de corte. O comprimento das placas deverá ser igual a 10 vezes L.</p> <p>Um fantoma deste tipo irá produzir n pares de linhas com 1 par de linhas por L. Não é necessário ter em conta a carga da bobina RF.</p>	<p>Fantomas para avaliação visual são compostos por um array constituído por um padrão repetido de barras ou buracos. Os elementos produtores de sinais podem ter uma secção transversal de forma circular ou retangular. O padrão repetido consiste em alternar áreas de materiais produtores de sinais com áreas de materiais não produtores de sinais. Estas áreas estão separadas por uma distância igual à largura do retângulo ou do diâmetro do círculo.</p> <p>Um fantoma típico é composto por cinco elementos produtores de sinais alternados por quatro espaços. Os elementos costumam ter tamanhos de 5, 3, 2, 1,5, 1,25, 1, 0,75 e 0,50 mm. O comprimento da secção de corte deveria ser pelo menos o dobro da espessura de corte.</p>
<i>Parâmetros de varrimento</i>	
<p>Deve ser utilizada a bobina RF a mais uniforme possível. Os parâmetros são os mesmos que para a espessura de corte com a seguinte diferença:</p> <ul style="list-style-type: none"> - o tamanho do pixel Δx e o campo de visão ($\Delta x = \text{campo de visão} / \text{tamanho da matriz}$) são regidos pela seguinte equação: $4\Delta x > L$ 	<p>Qualquer aquisição multislice pode ser usada a partir do momento que inclua um espessura de corte (5-10mm) que assegure um SNR apropriado.</p>
<i>Procedimento de medição</i>	
<p>O plano de varrimento deverá ser paralelo ao plano xy do fantoma. Convém posicionar o plano de varrimento no meio das placas no eixo z (de corte). O eixo do comprimento do fantoma deve formar um ângulo de 10° a 15° com o eixo y. O padrão de placas apenas permite determinar a resolução no eixo x.</p> <p>Consequentemente, será necessário adquirir a imagem de duas estruturas perpendiculares com o intuito de avaliar a resolução espacial nas duas dimensões. Convém que o SNR mínimo seja de pelo menos 50. Aumentar o número de averaging de sinais da sequência até que a medição do SNR, como determinada no procedimento de medição do SNR, atinja o valor de SNR desejado.</p>	<p>O fantoma deve ser alinhado perpendicularmente ao plano de varrimento, posicionado no isocentro e rodado a 45° dentro do plano de imagem, para que possa ser uma combinação das resoluções das direções de codagem em fase e em frequência. Para determinar as resoluções nas direções de codagem em fase e em frequência separadamente vão ser necessários dois varrimentos nos quais os elementos de resolução do fantoma estão alinhados com cada eixo.</p>

<i>Análise de dados</i>	
<p>Uma ROI elíptica deverá ser escolhida. Caso não seja possível escolher uma ROI elíptica, escolher uma ROI de forma redonda, rectangular ou quadrada. Convém que a ROI seja tão grande quanto possível mas não pode tocar nas duas placas exteriores do fantoma no eixo y. <u>Deverá cobrir no máximo 90% do comprimento do fantoma.</u> A média S e o desvio padrão SD de todos os pixéis das ROI têm que ser determinadas. A modulação m(v) em frequência espacial $v = 1/L$ é calculada usando o desvio padrão SD e a o valor médio S:</p> $m(v = 1/L) = \frac{SD}{S}$	<p>A imagem será analisada visualmente. A análise consiste em conseguir distinguir nitidamente o elemento mais pequeno do array do fantoma. Ou seja, todos os cinco elementos e quatros espaços têm que ser exibidos separadamente com a largura de janela mais estreita. A resolução é expressa como o tamanho desse elemento de array mais pequeno que se consegue distinguir (ou em lp/mm quando são usadas barras quadradas)</p>
<i>Critérios de aceitação</i>	
<p>Se o fator de modulação $m \geq 0,56$, a resolução desejada foi atingida</p>	<p>Resolução deve manter-se constante quando são repetidas as medições e deve ser igual ao tamanho do pixel. Ex: para um campo de visão de 25,6 cm com uma matriz de aquisição de 256x256, a resolução deveria ser de 1mm.</p>

Tabela 3.10: Resumo e comparação da informação presente na norma IEC 62464-1 e no relatório da AAPM em relação ao parâmetro Artefactos

Artefactos	
CEI 62464 – 1	AAPM – 28
<i>Fantoma</i>	
As dimensões do fantoma não devem preencher mais do que 50% do campo de visão da imagem	O fantoma consiste num único cilindro produtor de sinais (2 – 5 cm) posicionado num sítio assimétrico, tipicamente na periferia do campo de visão a 45°. A espessura do fantoma deveria ser aproximadamente o dobro da espessura de corte usada.
<i>Parâmetros de varrimento</i>	
<p>1) 2D eco de spin e corte único centrado a +/- 30mm no isocentro</p> <p>2) planos de varrimentos transversal, sagital e frontal, (um de cada vez)</p> <p>3) tempo de repetição $T_R = 603\text{ms}$</p> <p>4) tempo de eco $T_E = 25\text{ms}$</p> <p>5) flip angle = 30°</p> <p>6) campo de visão de 250mm para a bobina “cabeça”</p> <p>7) campo de visão de 440mm para a bobina “corpo”</p> <p>8) O campo de visão de quaisquer outras bobinas não pode ultrapassar 110% da maior dimensão da bobina de frequência radioelétrica (bobina RF)</p> <p>9) largura de banda por pixel $(100 \pm 3)\text{Hz}$</p> <p>10) espessura de corte de 10mm</p> <p>11) o averaging dos sinais está autorizado</p> <p>O SNR, tal que determinado no procedimento de medição do SNR, deve ser maior que 100. Caso seja necessário, ajustar a espessura de corte e outros parâmetros de sequências de impulso, com a exceção número de averaging signals, para obter níveis de $\text{SNR} \geq 100$</p>	<p>Qualquer sequencia multislice pode ser usada. Varrimentos individuais têm que ser feitos para averiguar os erros de transmissão ou receção, no caso em que o fantoma não seja bem o que se pretende.</p> <p>O varrimento usado para aferir os erros de quadratura na receção, é feito posicionando o fantoma no isocentro do íman com o corte central da sequencia multislice passando através do fantoma. Esta mesma sequencia de varrimento pode ser feita para aferir erros de DC-offset e erros de codagem de fase</p>
<i>Procedimento de medição</i>	
<p>- A colocação do fantoma na bobina RF apropriada deve simular o procedimento de diagnóstico tipo.</p> <p>- Esperar tempo suficiente (por exemplo 15min para um fantoma grande) depois do</p>	<p><u>a) Erros de codagem de fase</u></p> <p>Artefactos de codagem de fase vão aparecer como sendo múltiplas imagens. Têm por origem a verdadeira posição do objeto mas encontram-se deslocadas</p>

<p>posicionamento do fantoma antes de efetuar o varrimento, isso para evitar os artefactos de turbulência. O plano de imagem deve passar pela posição de referência para obtermos a área de especificação maior possível, de preferência ao longo de ou perpendicularmente ao eixo de simetria da bobina.</p> <p>- Usar o método de aplicação de carga descrito nas exigências do dispositivo de ensaio</p>	<p>no eixo de codagem de fase da imagem (perpendicular à direção de codagem em frequência). As direções devem ser verificadas pelo operador</p> <p><u>b) Erros de DC-offset</u></p> <p>Aparecem como sendo como um único pixel mais brilhante (ou como um pixel escuro no caso de ter acontecido overflow) no centro da matriz da imagem.</p> <p><u>c) Erros de recepção quadrática</u></p> <p>Estes erros serão avaliados usando o corte central da sequencia multislice como fantoma no isocentro. Os artefactos vão aparecer virados ao contrário e em oposição em relação ao verdadeiro objeto produtor de sinais. Um objeto no canto superior esquerdo vai aparecer como artefacto no canto inferior direito</p> <p><u>d) Erros de quadratura de transmissão</u></p> <p>Estes erros são avaliados usando imagens adquiridas em modo multislice no qual o fantoma é posicionado afastado do isocentro. O artefacto de transmissão aparece como sendo a imagem espelhada a partir do isocentro.</p>
---	--

Análise de dados

<p>Três medidas são necessárias para caraterizar imagens fantasma:</p> <p>1/ o nível do sinal da imagem fantasma mais importante numa ROI quadrada de 25pixels (5x5 pixels).</p> <p>Para encontrar a imagem fantasma mais importante:</p> <ul style="list-style-type: none"> - definir a largura da janela a 1 - modificar o nível da janela até ao momento onde aparece a imagem fantasma mais brilhante. Essa imagem estará situada fora da área do fantoma na direção de codificação de fase. - medir e guardar os 25 pixels mais importantes da imagem fantasma, I_G. <p>2/ o nível médio do sinal contido no fantoma para uma ROI de pelo menos 25 pixels</p> <p>3/ o desvio padrão de ruído numa área de fundo de pelo menos 25 pixels, corretamente retirada do fantoma e de todas as imagens fantasma no sentido de leitura.</p>	<p><u>a) Erros de codagem de fase</u></p> <p>Os valores de ROI são tirados tanto da imagem verdadeira como do artefacto mais brilhante. A magnitude do erro (E) é quantificada expressando o valor da ROI do artefacto (G) como percentagem do valor da ROI da imagem verdadeira (T)</p> $E = \frac{(T - G)}{T} \times 100\%$ <p><u>b) Erros de DC-offset</u></p> <p>A existência desse erro é verificada visualmente.</p> <p><u>c) Erros de recepção quadrática</u></p> <p>Os valores de ROI são tirados tanto da imagem verdadeira como do artefacto. O erro de recepção quadrática (E) é quantificado expressando o valor da ROI do</p>
---	--

<p>O desvio padrão do ruído é determinado numa região fora da região do fantoma e na direção de codificação de frequência. Medir o desvio padrão numa ROI de pelo menos 25 pixéis e calcular $I_N = \text{desvio padrão}/0,655$. O fator 0,655 rectifica o ruído para pelo processo de reconstrução de imagem em amplitude para bobinas com canal único. Para boninas com vários canais, são necessários outros fatores de correção.</p> <p>calcular a razão imagem fantasma/sinal (I_G/S) calcular a razão imagem fantasma/ruído (I_G/I_N) calcular a razão sinal/ruído (S/I_N)</p> <p>Dado que o SNR mínimo para esta experiencia é 100, não é necessária nenhuma correção do ruído para o nível de sinal da imagem fantasma.</p>	<p>artefacto (G) como percentagem do valor da ROI da imagem verdadeira (T)</p> $E = \frac{(T - G)}{T} \times 100\%$ <p><u>d) Erros de quadratura de transmissão</u></p> <p>Idem.</p>
<p><i>Crítérios de aceitação</i></p>	
<p>-</p>	<p>Erros relacionados com a fase devem ser tipicamente < 5% de valor do sinal verdadeiro. Se o sistema funciona corretamente, não deveriam existir erros de dc-offset nas imagens</p>

Este capítulo chamou a atenção para vários pontos. O primeiro sendo que, apesar da norma IEC e o relatório da AAPM serem dois textos de referencia no controlo de qualidade em ressonância magnética, não deixam de ser muito diferentes um do outro, seja na informação apresentada ou na definição dos métodos. A diferença mais flagrante é a falta de critérios de aceitação da parte da norma IEC 62464-1 e isto apesar de ser mais recente (2007⁵) que o relatório da AAPM (1990).

Podemos desde já inferir que a utilização de termos qualitativos como “um bom SNR” ou “pode utilizar-se o procedimento standard de aquisição de imagens” vá ser uma entrave a que o controlo de qualidade seja feito de maneira rigorosa e transversal a máquinas, técnicos, hospitais ou clínicas. Por outro lado, a informação demasiada precisa, por exemplo em relação ao fantoma da espessura de corte que tem que obedecer à relação $FWHM/20\tan(\alpha_s)$, torna inviável a verificação da aplicação prática de certos critérios da norma IEC.

De uma forma geral, nem que seja pela existência de fantasmas construídos para obedecer ao relatório da AAPM e da falta de fantasmas para por em prática a norma IEC, o relatório da AAPM parece ser orientado para facilitar a prática do controlo de qualidade. Por sua vez a norma IEC 62464-1 preocupa-se com o rigor matemático e científico ao detrimento da sua aplicabilidade prática.

⁵ na re-edição de 2018 este aspecto não sofreu alterações.

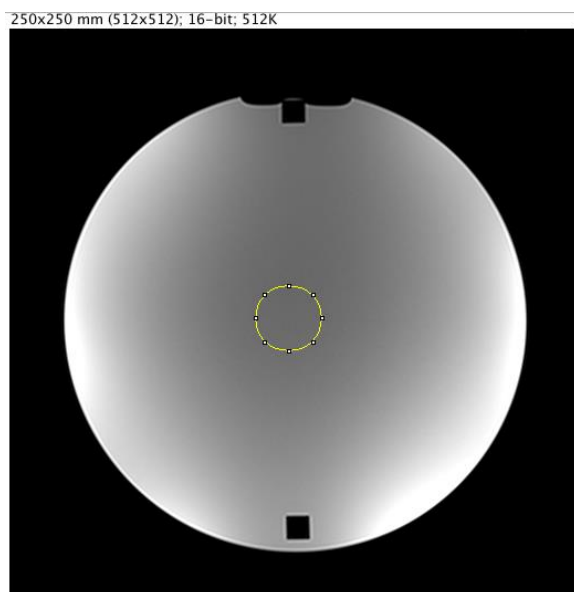
4. Medições Experimentais

Depois de ter sido analisado teoricamente o que a norma IEC-62464-1 e o relatório da AAPM requerem para o tratamento das imagens, o presente capítulo descreve o processo de colocação em prática dos textos. Uma vez que o fantoma utilizado foi construído segundo o relatório da AAPM, a maior parte da análise dos parâmetros neste capítulo será feita como descrita nesse mesmo relatório, com exceção do parâmetro “uniformidade” em que a análise também foi possível pela IEC 62464-1. O objetivo da parte prática deste trabalho foi ter contacto com uma máquina de ressonância magnética para mais facilmente compreender os diversos parâmetros de controlo de qualidade. A parte prática foi realizada no Hospital de Santa Cruz que possui a maquina Avanto da Siemens, com um campo magnético de 1,5 T. O programa utilizado para retirar a informação das imagens é o ImageJ por ser o que é utilizado no ISQ.

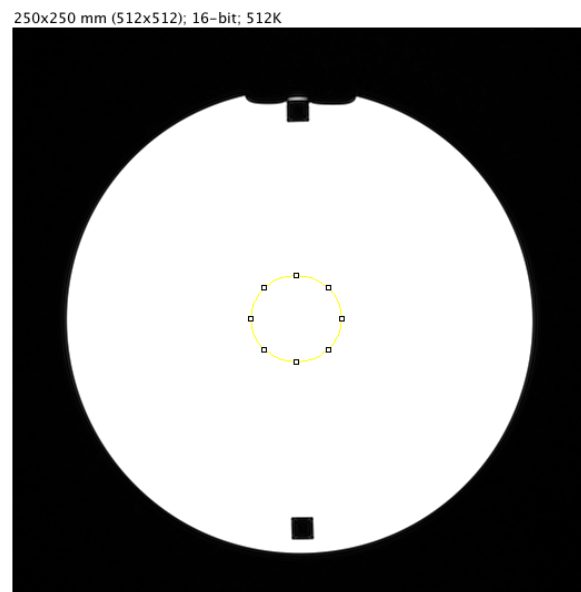
4.1 SNR

A formula matemática para o cálculo do SNR é idêntica seja na norma da CEI ou no relatório da AAPM. No entanto, a análise como descrita na norma requer a existência de várias imagens idênticas de dois varrimentos seguidos que não foram obtidas no momento da visita. Por essa razão a análise deste parâmetro vai seguir os passos descritos no relatório da AAPM.

Foram utilizadas imagens nº10 do varrimento frontal. Na Figura 3.1 podemos observar as diferentes ROI utilizadas para o cálculo do SNR, a média da intensidade dos pixéis de cada uma dessas ROI encontra-se apresentada nas tabelas 4.1, 4.2 e 4.3 como sendo o parâmetro “Average ROI”.

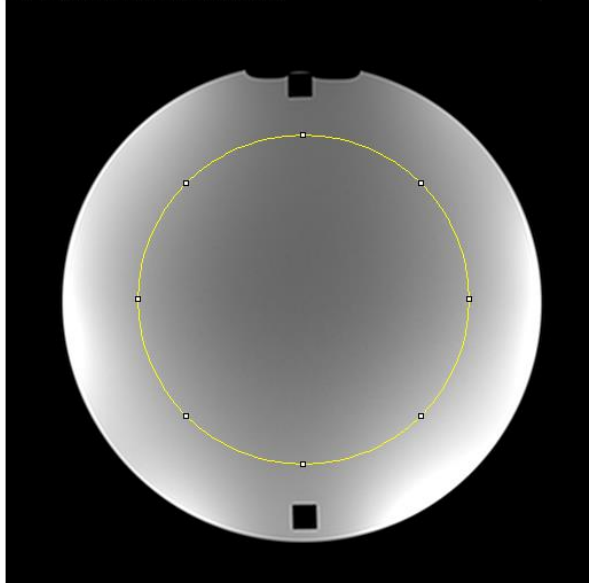


(1)



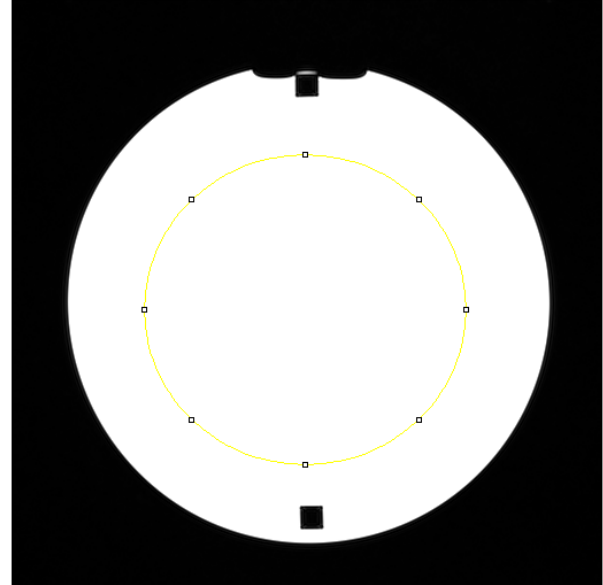
(2)

250x250 mm (512x512); 16-bit; 512K



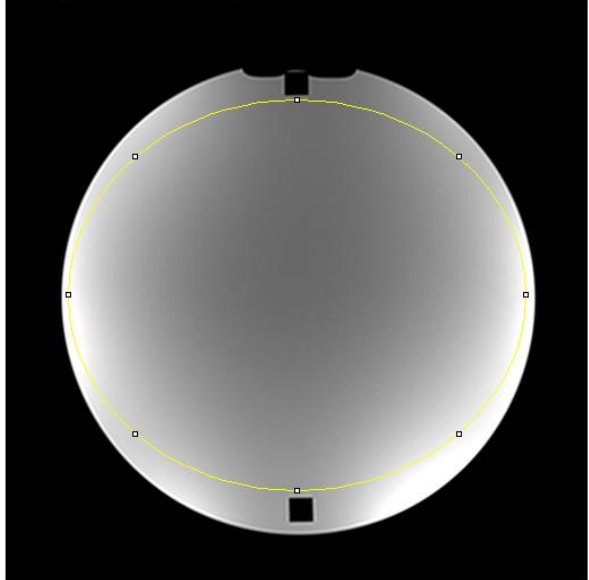
(3)

250x250 mm (512x512); 16-bit; 512K



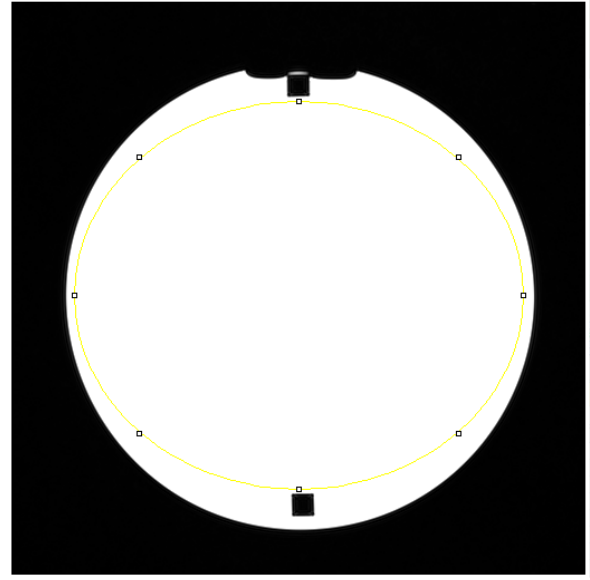
(4)

250x250 mm (512x512); 16-bit; 512K



(5)

250x250 mm (512x512); 16-bit; 512K



(6)

Figura 4.1: Fotografias das ROI utilizadas para o estudo de parâmetro Signal to noise ratio. As imagens 1 e 2 têm uma área de 1198,769 mm², as imagens 3 e 4 têm uma área de 14160,156 mm², as imagens 5 e 6 têm uma área de 26196,480 mm². As imagens 1, 3 e 5 foram obtidas sem qualquer tipo de filtro, as imagens 2, 4 e 6 foram obtidas com os filtros usados normalmente durante a obtenção de imagens de pacientes.

Os valores de desvio padrão e valores médios de ROI foram retirados diretamente do programa imageJ. O “Offset”, como descrito pela AAPM, foi obtido considerando uma ROI nas partes do fantoma que não produzem sinais. O valor do sinal usado para o cálculo do SNR calculado subtraindo o “Offset” ao parâmetro “Average ROI”. O cálculo do SNR foi feito utilizando a equação (3.1). Os resultados encontram-se nas tabelas abaixo (Tabela 4.1, Tabela 4.2 e Tabela 4.3)

Tabela 4.1: Comparação dos valores de SNR obtidos com as ROI da Figura 3.1 (5) e (6).

Área da ROI: 26196,480 mm ²		
	<i>No filter</i>	<i>Siemens filter</i>
Offset	11	6
Average ROI	2110	2356
Std	497	81
Signal	2099	2350
SNR	4	29

Tabela 4.2: Comparação dos valores de SNR obtidos com as ROI da Figura 3.1 (3) e (4)

Área da ROI: 14160,156 mm ²		
	<i>No filter</i>	<i>Siemens filter</i>
Offset	11	6
Average ROI	1783	2397
Std	221	44
Signal	1772	2391
SNR	8	54

Tabela 4.3: Comparação dos valores de SNR obtidos com as ROI da Figura 3.1 (1) e (2)

Área da ROI: 1198,769 mm ²		
	<i>No filter</i>	<i>Siemens filter</i>
Offset	11	6
Average ROI	1532	2446
Std	32	11
Signal	1521	2440
SNR	47	220

Reparamos que o SNR usando os filtros habituais é sempre significativamente melhor. Em ambos os casos, o SNR aumenta quando a área da ROI diminui. Será importante ter esta conclusão em conta, para o estudo de alguns parâmetros que necessitam um SNR elevado.

4.2 Uniformidade

Para a análise da uniformidade foram utilizadas as mesmas imagens que para a análise do SNR. Tal como foi dito no capítulo anterior, a análise deste parâmetro é significativamente diferente nos dois textos. Foram então postas em prática as duas maneiras.

O primeiro procedimento apresentado é o que se encontra descrito no relatório (Tabela 3.3), sendo também este o mais simples pois apenas necessita dos valores máximos e mínimos de intensidade de pixel na ROI. Na figura 4.2 pode ser observada a ROI escolhida para a análise do parâmetro de uniformidade. A ROI foi desenhada tentando corresponder aos 75% da área do fantoma e à necessidade e existir um SNR alto (de 80:1), Sendo que na imagem sem filtro esse valor é difícil de obter seja qual for o tamanho da ROI.

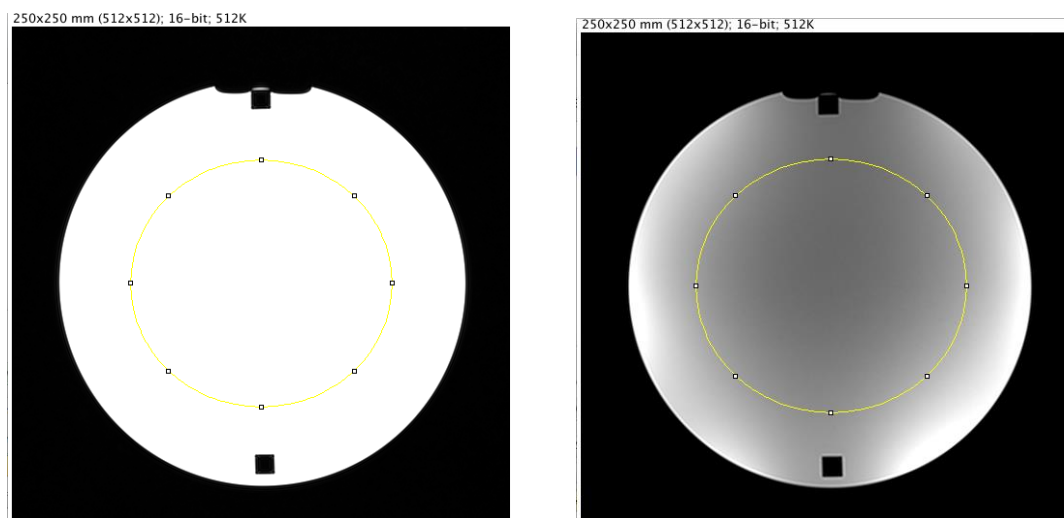


Figura 4.2: fotografia das ROI utilizadas para a análise do parâmetro uniformidade. A ROI tem uma área de 11800 mm². A imagem à esquerda foi obtida utilizando os filtros habituais, a imagem à direita foi obtida sem quaisquer filtros.

Os cálculos do intervalo, do centro do intervalo e da uniformidade foram feitos utilizando as equações presentes na Tabela 3.3 da coluna referente à AAPM. Os valores da intensidade de pixel máxima e mínima foram obtidos diretamente do programa ImageJ. Os resultados encontram-se apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4: Tabela resumindo os valores dos parâmetros utilizados para o cálculo da uniformidade correspondente à imagens da Figura 4.2. Encontra-se salientado em verde o valor de uniformidade aceite pelo relatório da AAPM, a vermelho o resultado que não está de acordo com o critério de aceitação .

Área da ROI: 11800 mm ²		
	<i>Filtro Siemens</i>	<i>Sem filtro</i>
Valor de pixel maximo	2487	2352
Valor de pixel minimo	2288	1465
Intervalo Δ	99,5	443,5
Centro do intervalo S	2387,5	1908,5
Uniformidade %	96	77

No relatório, no capítulo referente à uniformidade existe um critério de aceitação que diz que a uniformidade é aceitável quando é superior a 80%. Olhando para a Tabela 4.4 percebemos que este critério é cumprido pela imagem obtida com filtros habituais mas tal não acontece quando estes filtros são removidos. Este resultado podia ser previsto, já que o relatório chama a atenção para a necessidade de trabalhar com uma imagem que tenha um SNR alto e tal não acontece quando os filtros são removidos. Confirma-se assim a grande importância de ter um SNR alto.

Como o fantoma necessário para estudar a uniformidade é o mesmo que para o estudo do SNR, a análise da uniformidade consoante o relatório da AAPM foi estendida às imagens apresentadas na Figura 4.1. Os resultados encontram-se descritos na Tabela 4.5.

Tabela 4.5: Tabela resumindo os valores dos parâmetros utilizados para o cálculo da uniformidade correspondente às imagens da Figura 4.1. Encontram-se salientado em verde os valores de uniformidade aceites pela AAPM e a vermelho os resultados que não estão de acordo com o critério de aceitação .

	Área da ROI: 26196,480 mm ²		Área da ROI: 14160,156 mm ²		Área da ROI: 1198,769 mm ²	
	<i>Filtro Siemens</i>	<i>Sem filtro</i>	<i>Filtro Siemens</i>	<i>Sem filtro</i>	<i>Filtro Siemens</i>	<i>Sem filtro</i>
Valor de pixel maximo	2689	3831	2487	2467	2484	1623
Valor de pixel minimo	2069	1465	2265	1465	2407	1468
Intervalo Δ	310	1183	111	501	38,5	77,5
Centro do intervalo S	2379	2648	2376	1966	2445,5	1545,5
Uniformidade %	87	55	95	75	98	95

Mais uma vez, os resultados são os esperados. A uniformidade é aceitável segundo o critério do relatório quando o SNR é superior a 29 e fica melhor quanto mais alto for o SNR.

Por sua vez, a análise consoante a norma IEC-62464-1 utiliza os valores todos dos pixéis de uma determinada ROI. Depois de terem sido feitas várias tentativas para tratar os dados com Excel, software utilizado no ISQ, percebeu-se que o processo era demasiado vagaroso. Esta quantidade de dados é considerável e torna-se difícil de por em prática sem um software adequado. O tratamento de dados foi então feito com Mathcad. Foi importado o ficheiro texto com todos os valores de pixéis (matriz M na figura 4.3) e foram seleccionadas várias ROI. Para cada uma dessas ROI, foi implementada a formula matemática que se encontra na Tabela 3.3, na coluna respectiva à norma IEC 62464, como exemplificado na figura 4.3.

```

S_Average := mean(M) = 2.043 × 103
M_Difj,i := |Mj,i - S_Average|
S_Average_Dif := mean(M_Dif) = 407.038
AAD := S_Average_Dif = 407.038

```

Figura 4.3: Código em Mathcad de maneira a implementar a fórmula matemática que permite o tratamento de dados de forma a obter um valor para a uniformidade tal como descrito pela norma IEC 62464-1.

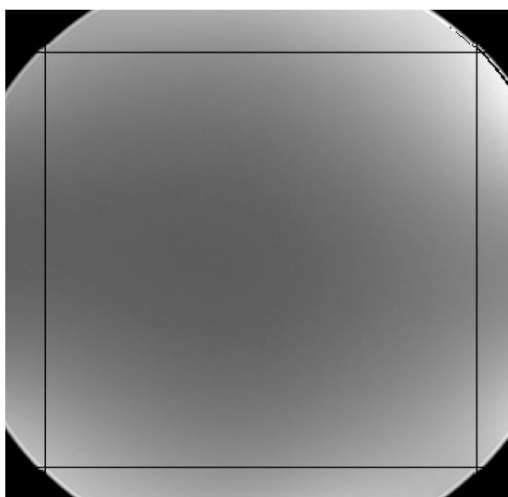
Seguem nas figura 4.4, 4.5 e 4.6 abaixo as ROI estudadas bem como os respetivos resultados de uniformidade calculados segundo a IEC 62464-1 (Unif) e segundo o relatório da AAPM (maxmin).



$$\text{maxmin} := 1 - \frac{(\text{maxM} - \text{minM})}{(\text{maxM} + \text{minM})} = 0.0\%$$

$$\text{Unif} := 1 - \frac{\text{AAD}}{\text{S_Average}} = 80.1\%$$

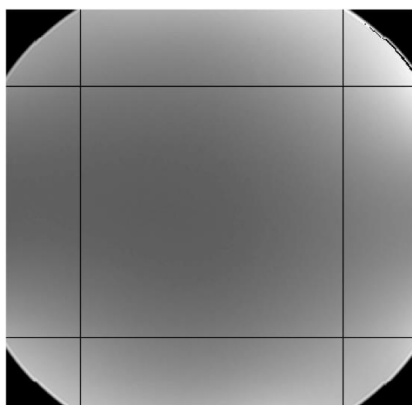
Figura 4.4: ROI de 159mmx159mm (25281mm²) utilizada para o cálculo da uniformidade. Unif representa o valor de uniformidade calculado consoante a IEC 62464-1, maxmin representa o valor de uniformidade calculado consoante o AAPM-28.



$$\text{maxmin} := 1 - \frac{(\text{maxM} - \text{minM})}{(\text{maxM} + \text{minM})} = 56.6\%$$

$$\text{Unif} := 1 - \frac{\text{AAD}}{\text{S_Average}} = 84.0\%$$

Figura 4.5: ROI de 142mmx142mm (20164mm²) utilizada para o cálculo da uniformidade. Unif representa o valor de uniformidade calculado consoante a IEC 62464-1, maxmin representa o valor de uniformidade calculado consoante o AAPM-28.



$$\text{maxmin} := 1 - \frac{(\text{maxM} - \text{minM})}{(\text{maxM} + \text{minM})} = 69.1\%$$

$$\text{Unif} := 1 - \frac{\text{AAD}}{\text{S_Average}} = 89.9\%$$

Figura 4.6: ROI de 107mmx107mm (11449mm²) utilizada para o cálculo da uniformidade. Unif representa o valor de uniformidade calculado consoante a IEC 62464-1, maxmin representa o valor de uniformidade calculado consoante o AAPM-28.

Olhando para os resultados, salta à vista a discrepância abismal entre os valores obtidos segundo a norma e os valores obtidos segundo o relatório. A variação dos valores da uniformidade segundo o relatório da AAPM situa-se entre 0% e 69,1% para as três ROI escolhidas. O 0% existe porque a ROI escolhida nesse caso engloba uma parte da imagem que não emite sinais (cujo o valor do pixel é então 0). Já para as mesmas ROI mas com um estudo feito segundo a norma da IEC, os valores da uniformidade encontram-se entre os 80% e os 90%. É de salientar que, segundo o relatório, nenhuma destas imagens satisfaz o critério de aceitação dos 80%, já se aplicarmos esse critério à norma IEC 62464, todas as imagens seriam aprovadas no caso de um controlo de qualidade. Esta conclusão salienta a necessidade urgente de critérios de aceitação bem definidos na norma da IEC sem os quais um controlo de qualidade rigoroso não é possível.

4.3 Distorção geométrica

O fantoma presente no ISQ não dispõe do módulo necessário para ser possível o seu estudo pela norma CEI 62464-1. No entanto, o fantoma corresponde aos requisitos estipulados pelo relatório da AAPM. O estudo da distorção geométrica será então cumprido seguindo as indicações do relatório.

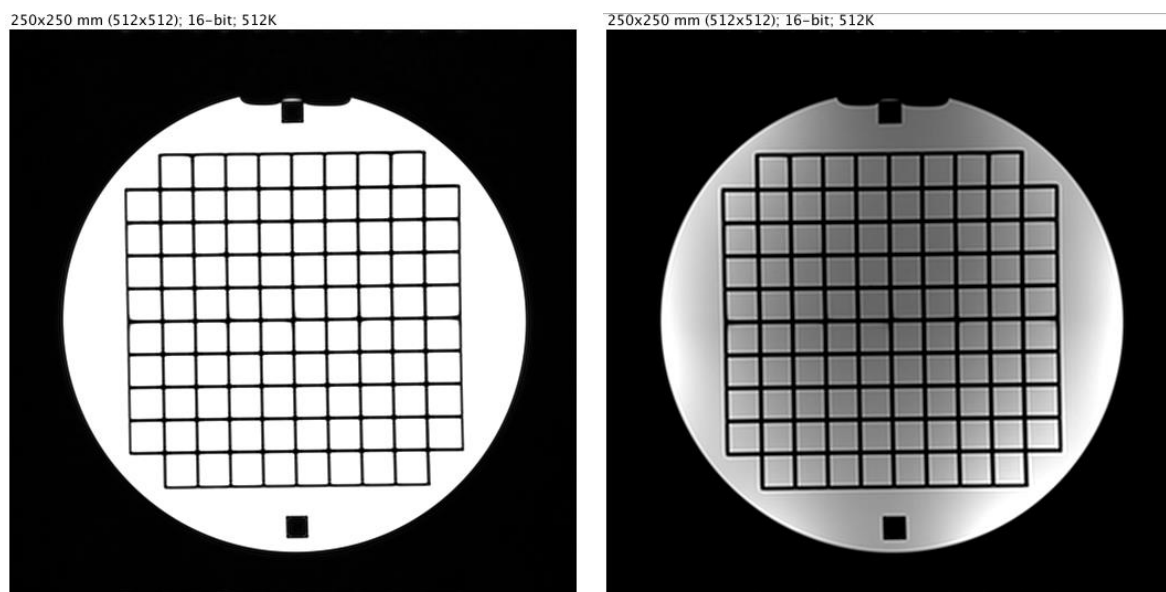


Figura 4.7: Fotografia do módulo do fantoma utilizado para a análise do parâmetro de distorção geométrica. Trata-se de uma matriz quadrada de 10x10 quadrados. Um lado desse quadrado tem 148mm. A imagem à esquerda foi obtida utilizando os filtros habituais, a imagem à direita foi obtida sem quaisquer filtros.

Na Figura 4.7 podemos observar as imagens do fantoma utilizado para a análise da distorção geométrica. Numa primeira fase, em cada uma dessas imagens, foram feitas 10 medições aleatórias de linhas horizontais e verticais, já que é dito no relatório que as medições devem ser realizadas entre dois pontos de dimensões conhecidas. Os valores foram apontados na Tabela 4.6.

Tabela 4.6: Tabela resumindo os valores das medições de linhas utilizadas para o cálculo da distorção geométrica. Encontram-se salientado em verde os valores de distorção geométrica dentro do critério de aceitação definido pelo relatório 28 da AAPM.

Sem filtro		Com filtro da Siemens	
<i>Medições realizadas (mm)</i>	<i>Distorção %</i>	<i>Medições realizadas (mm)</i>	<i>Distorção %</i>
148,0	0,0	147,5	0,4
148,2	0,1	147,0	0,7
147,5	0,4	147,0	0,7
147,5	0,4	147,5	0,4
147,2	0,5	147,2	0,5
147,5	0,4	146,7	0,9
147,5	0,4	147,5	0,4
147,7	0,2	148,0	0,0
147,5	0,4	147,5	0,4
148,5	0,3	147,7	0,2
Média	147,7	147,4	

O cálculo realizado para a distorção obedece à equação (3.3). O critério de aceitação definido pela AAPM para a distorção geométrica estipula que esta é aceitável quando é inferior a 5%. Em ambas as imagens isso é sempre verificado.

Mesmo que não especificamente estipulado pelo relatório, também foram realizadas 10 medições aleatórias de uma arresta de quadradinho. Os resultados encontram-se apontados na Tabela 4.7.

Tabela 4.7: Tabela resumindo os valores das medições de quadradinhos utilizadas para o cálculo da distorção geométrica. Encontram-se salientado em verde os valores de distorção geométrica dentro do critério de aceitação definido pelo relatório 28 da AAPM.

Sem filtro		Com filtro da siemens	
<i>Medições realizadas (mm)</i>	<i>Distorção %</i>	<i>Medições realizadas (mm)</i>	<i>Distorção %</i>
14,6	1,0	14,6	1,0
14,3	3,2	14,3	3,2
15,3	3,4	14,7	1,0
14,8	0,1	14,0	5,4
15,0	1,2	14,6	1,0
14,6	1,0	14,3	3,2
14,5	2,1	14,6	1,0
14,7	1,0	14,5	2,1
14,7	1,0	14,6	1,0
14,7	1,0	14,5	2,1
Média	14,7	14,5	2,1

Nesta situação observamos que os valores de distorção continuam corretos apesar de significativamente mais altos.

Também foi realizado um estudo medindo várias vezes a mesma linha. Foram escolhidas quatro posições: a linha horizontal central, a linha vertical central, a linha exterior vertical e a linha exterior horizontal. A Figura 4.4 ilustra essas posições.

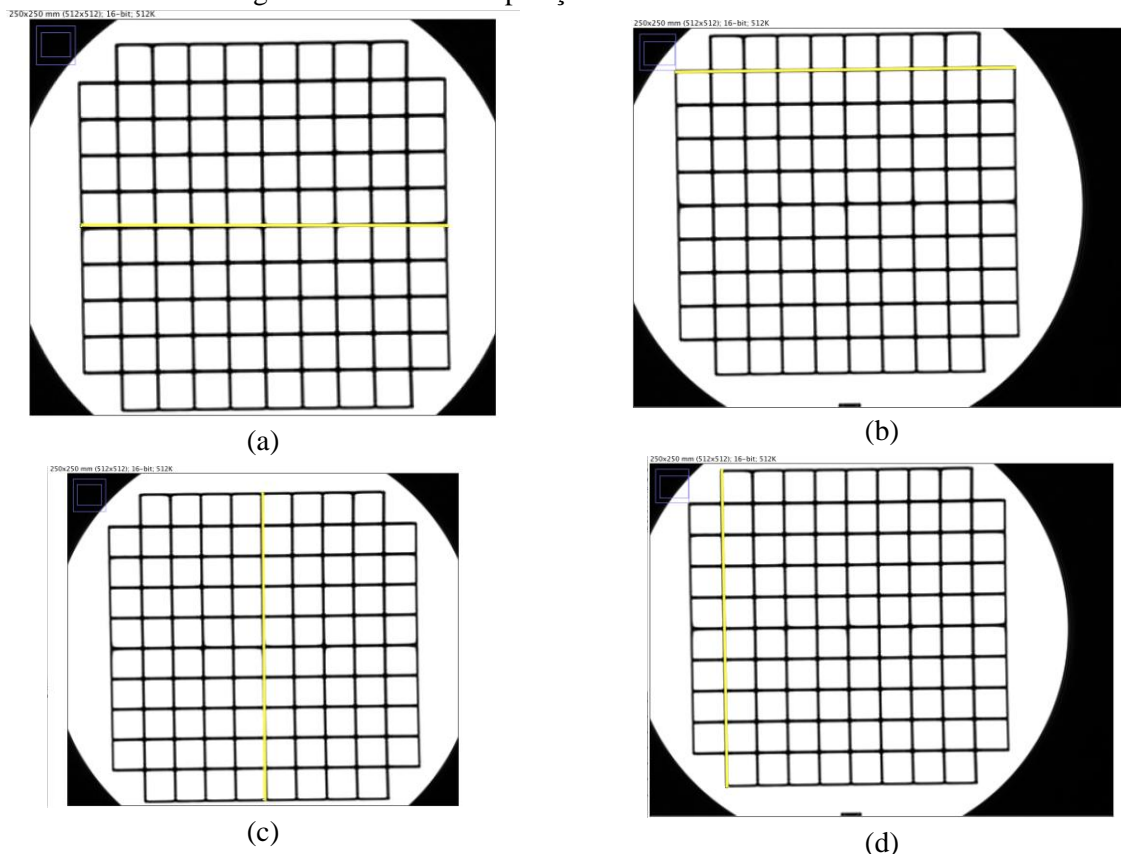


Figura 4.8: Imagens das posições escolhidas (em amarelo) para serem realizadas as medições das linhas do módulo do fantôma para a distorção geométrica.

Os resultados encontram-se apresentados na tabela 4.8. Estes resultados são muito semelhantes aos da Tabela 4.6, apontando para o facto de não existir uma correlação entre distorção geométrica e o afastamento ao centro da imagem. Reparamos que os valores mais altos, apesar de válidos, são encontrados para as medições centrais nas imagens obtidas sem filtro.

Tabela 4.8: Tabela resumindo os valores das medições realizadas como ilustradas na Figura 3.4. Encontram-se salientado em verde os valores de distorção geométrica dentro do critério de aceitação definido pela AAPM.

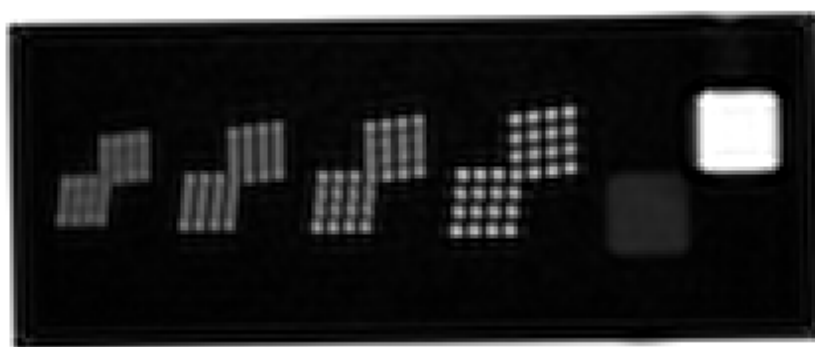
Horizontal no centro da imagem (Figura 3.4 (a))				
	Sem filtro		Com filtro da Siemens	
	Medições realizadas (mm)	percent distortion %	Medições realizadas (mm)	Distorção %
	148,0	0,0	147,0	0,7
	147,5	0,4	147,2	0,5
	147,2	0,5	146,7	0,9
	148,2	0,1	147,0	0,7
	147,5	0,4	147,2	0,5
Média	147,7	0,3	147,0	0,7
Horizontal no exterior da imagem (Figura 3.4 (b))				
	Sem filtro		Com filtro da Siemens	
	Medições realizadas (mm)	Distorção %	Medições realizadas (mm)	Distorção %
	148,0	0,0	147,7	0,2
	148,4	0,3	148,0	0,0
	148,2	0,1	147,7	0,2
	148,2	0,1	148,0	0,0
	148,7	0,5	147,7	0,2
Média	148,3	0,2	147,8	0,1
Vertical no centro da imagem (Figura 3.4 (c))				
	Sem filtro		Com filtro da Siemens	
	Medições realizadas (mm)	Distorção %	Medições realizadas (mm)	Distorção %
	147,7	0,2	147,2	0,5
	147,7	0,2	147,2	0,5
	148,2	0,1	147,2	0,5
	148,0	0,0	147,2	0,5
	148,0	0,0	147,2	0,5
Média	147,9	0,1	147,2	0,5
Vertical no exterior da imagem (Figura 3.4 (d))				
	Sem filtro		Com filtro da Siemens	
	Medições realizadas (mm)	Distorção %	Medições realizadas (mm)	Distorção %
	148,2	0,1	147,7	0,2
	148,0	0,0	147,7	0,2
	148,7	0,5	147,5	0,4
	148,2	0,1	147,5	0,4
	148,0	0,0	147,7	0,2
Média	148,2	0,2	147,6	0,3

4.4 Resolução espacial

Tal como aconteceu para o estudo da distorção geométrica, o fantoma presente no ISQ não está adaptado ao estudo da resolução espacial consoante a norma CEI 62464 – 1. No entanto existe um módulo correspondendo aos requisitos da AAPM. A determinação da resolução espacial será então feita como indicada no relatório.



(a)

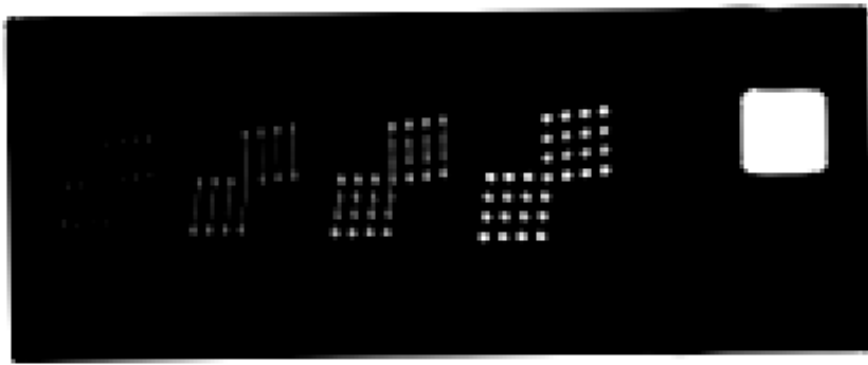


(b)

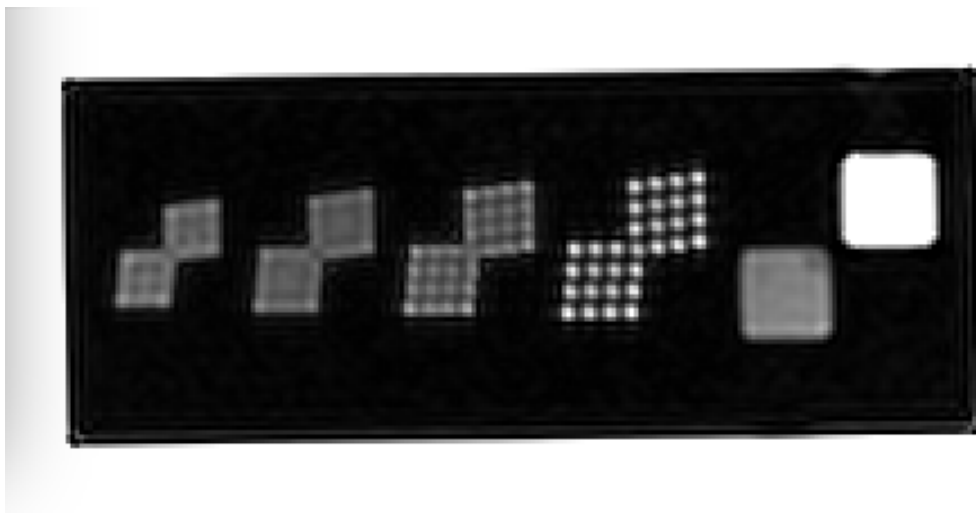
Figura 4.9: Imagens do módulo do fantoma indicado para o estudo da resolução espacial consoante o relatório da AAPM (zoom 200%). (a) foi obtida sem filtros (b) foi obtida utilizando os filtros usados para os varrimentos habituais. Os diâmetros dos pontos são iguais ao espaçamento entre eles e têm por valor 0,8 mm 0,9 mm 1,0 mm e 1,1 mm, respetivamente da esquerda para a direita.

Na Figura 4.9 encontram-se representadas as imagens brutas obtidas diretamente da máquina sem qualquer tipo de tratamento. O relatório da AAPM aconselha o ajuste dos parâmetros da janela para a imagem ser visualizadas com condições ótimas. Depois de mexer nos parâmetros no programa ImageJ, as imagens obtidas encontram-se apresentadas na Figura 4.10.

A análise é feita visualmente e a resolução corresponde ao tamanho do elemento mais pequeno que se consegue distinguir a olho nu. Nesta caso, olhando para a Figura 4.10, os elementos que se conseguem distinguir têm por dimensão 1,0 mm. Esta resolução encontra-se de acordo com o critério de aceitação do relatório da AAPM.



(a)



(b)

Figura 4.10: Imagens do módulo do fantoma indicado para o estudo da resolução espacial consoante o relatório da AAPM depois de terem sido ajustados os parâmetros de window level de forma a melhorar a visibilidade (zoom 200%). (a) foi obtida sem filtros (b) foi obtida utilizando os filtros usados para os varrimentos habituais. Os diâmetros dos pontos são iguais ao espaçamento entre eles e têm por valor 0,8 mm 0,9 mm 1,0 mm e 1,1 mm, respetivamente da esquerda para a direita.

4.5 Artefactos e Espessura de corte

O estudo dos parâmetros “artefactos” e “espessura de corte” não se encontram contemplados neste trabalho. A análise de artefactos é impossível devido ao facto de não existir um módulo do fantoma adaptado à análise de artefactos segundo nenhum dos textos. Por sua vez, a análise da espessura de corte também não foi possível por falta de informação em relação aos ângulos de inclinação das rampas do fantoma, necessários para o estudo desse parâmetro em ambas as normas.

4.6 Conclusão

O processo de obtenção de imagens não teria sido possível sem a presença de um técnico que estivesse habituado a trabalhar com a máquina. A máquina não permite o tratamento dos dados no próprio local como foi inicialmente pensado. Foi também chamada a atenção por parte de profissionais da área, a falta de critérios relevantes para técnicos e engenheiros poderem efetuar um controlo de qualidade conforme o que foi descrito na norma. Por exemplo, seria judicioso ter informação sobre o número de cortes para cada aquisição e o fator de distância.

A conclusão mais flagrante que se pode tirar do tratamento de dados da imagem é o facto de quase todos os parâmetros encontrarem-se dentro dos critérios de aceitação definidos pela AAPM quando usados os filtros habituais de recolha de imagens. Tal não acontece quando os filtros são removidos. É de salientar que, apesar de constar dentro do critério de aceitação, a distorção geométrica é sempre maior numa imagem obtida com os filtros habituais do que numa imagem sem filtro.

5. Conclusões e perspectivas

A complexidade tanto do fenómeno físico subjacente como da aparelhagem utilizada em conjunto com a ausência de risco grave para a saúde de ondas electromagnéticas (ou a falta de estudos que comprovem tal facto) fazem com que o controlo de qualidade de imagem por ressonância magnética não seja uma prioridade em Portugal. Por isso mesmo, não existe lei portuguesa impondo a obrigatoriedade de controlo de qualidade em ressonância magnética. Quando feito, o controlo de qualidade em imagiologia por ressonância magnética é muito aproximativo. Os fabricantes sejam de fantasmas ou de máquinas de ressonância magnética têm por base os textos e trabalhos da American Association of Physicists in Medicine, do American College of radiology ou da National Electrical Manufacturers Association mas nunca da International Electrotechnical Commission.

O estudo realizado ao longo deste trabalho, tanto a nível teórico como a nível experimental em contexto hospitalar, permitiu aferir que a norma IEC-62464-1 encontra-se muito desligada da realidade do terreno. A falta de informação verdadeiramente relevante seja nos parâmetros de varrimento ou seja na análise de dados, a falta de critérios de aceitação, o tempo necessário para verificar cada parâmetro envolvido e a quantidade de dados necessários para realizar a análise de imagens segundo a norma não são viáveis para a indústria de hoje. Já no fim do trabalho foi descoberta uma versão atualizada da norma de dezembro 2018 [7]. Esta última versão não foi adquirida, apenas o resumo foi consultado. Pelo índice, podemos dizer que alguns métodos alternativos sugeridos estão de acordo com a ACR e que foi proposto um método para o cálculo do SNR a partir de uma única imagem (que podemos supor ser idêntico ao método apresentado no relatório da AAPM). No entanto estas modificações não parecem apresentar critérios de aceitação. O Reino-Unido, através do BSI (British Standards Institution) adotou em março 2019 a versão atualizada da norma. Estas modificações recentes mostram talvez uma sensibilização ao tema do controlo de qualidade em ressonância magnética

Podemos afirmar que existe uma discrepância entre os fantasmas presentes no mercado e os vários textos que regulam o controlo de qualidade em IRM. Recentemente (2018), Keenan et al., no seu artigo *Quantitative Magnetic Resonance Imaging Phantoms: A Review and the Need for a System Phantom* [3] chama a atenção para o facto de um fantoma ter o dever de conseguir averiguar parâmetros essenciais para a qualidade de imagem (no entanto também não existe consenso em relação aos parâmetros) e comparar resultados de maneira transversal a fabricantes, máquinas, software, etc. Isto está longe de ser verdade e este trabalho de final de curso é o reflexo disso.

No futuro seria bom que um fantoma seja vendido não apenas com o objeto físico em si, mas também com um protocolo padrão de aquisição de imagem, um procedimento padrão de análise de imagem, instruções de setup dos parâmetros da máquina e uma descrição completa do fantoma (dos materiais bem como de cada peça que o compõe). Mais concretamente ainda, o artigo apresenta uma lista de 15 critérios específicos que todo o fantoma deveria ter entre os quais o protocolo de aquisição de imagem não durar mais de 1h (condição necessária para que o controlo de qualidade seja viável na indústria e que não está a acontecer neste momento), o fantoma deve ser de posicionamento fácil (impor a existência de marcadores), todos os componentes do fantoma deveriam pertencer ao domínio público e o fantoma deveria vir com um programa open-source que permite a análise das imagens em formato DICOM. Será também fundamental que o desenvolvimento dos fantasmas tenha em atenção a norma para o qual o mesmo será usado.

Apresentam-se de seguida quatro sugestões para grandes linhas de trabalhos futuros, possivelmente teses de doutoramento.

A norma IEC apresenta seis parâmetros como sendo essenciais para a definição da qualidade de uma imagem em IRM (o SRN, a uniformidade, os artefactos, a espessura de corte, a distorção e a resolução espacial) enquanto a AAPM menciona também a frequência de ressonância, a posição e a separação dos cortes como parâmetros essenciais. Por sua vez a International Society for Magnetic Resonance in Medicine, define a uniformidade de campo e a amplitude de gradiente com parâmetro essencial também. Face a isto, um estudo sobre a definição de quais os parâmetros essenciais para o controlo de qualidade de imagem seria interessante.

O principal grande estudo que é necessário para um futuro controlo de qualidade em IRM rigoroso seria uma comparação exaustiva de todos os métodos existentes para cada parâmetro, tendo em atenção a bibliografia existente bem como os fantasmas correspondentes e existentes no mercado hoje (seria impossível realizar testes sem a existência de um fantoma adequado). É de salientar que estaríamos a falar de um trabalho titanesco e que seria judicioso separar o estudo de cada parâmetro bem como sublinhar que existem parâmetros mais fáceis de estudar que outros. Inerente a este trabalho, está a criação de procedimentos de cálculo quando a análise matemática requerida se torna mais complexa ou demorada.

Como foi mostrado, e ao contrário do relatório da AAPM, a norma IEC não define critérios de aceitação para os parâmetros de controlo da qualidade de imagem, sem estes critérios uma norma não faz sentido. É um trabalho complexo e demorado mas é fundamental para uma boa utilização desta norma como controlo de qualidade de equipamentos. Seria interessante ver como são feitos os relatórios de ensaios em países onde a norma é aceite, como por exemplo no Reino-Unido. Estarão definidos critérios de aceitação ?

Por fim, um outro aspecto bastante importante é a avaliação das incertezas associada às medições. Nada foi encontrado sobre esse tema ao longo das pesquisas desenvolvidas neste trabalho. A avaliação de incerteza seria fundamental para suportar o controlo de qualidade (parâmetro que fazia parte dos objetivos iniciais). No entanto, este estudo só fará sentido depois de terem sido definidos critérios de aceitação.

Bibliografia

- [1] American Institute of physics: American Association of Physicists in Medicine (1990) Quality Assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging. (report n°28). New York.
- [2] International Electrotechnical Commission, (2007), Magnetic resonance equipment for medical imaging - Part 1: Determination of essential image quality parameters. (IEC 62464-1).Switzerland
- [3] Keenan et al., Quantitative Magnetic Resonance Imaging Phantoms: A Review and the Need for a System Phantom, (2018) International Society for Magnetic Resonance in Medicine. Concord
- [4] Larry A. DeWerd, Michael Kissick , The phantoms of medical and health physics. Devices for research and development, (2014) Springer. New York
- [5] Paul Suetens, Fundamentals of Medical Imaging. (2009) Cambrige University Press, 2ndEdition. Cambridge
- [6] Vadim Kuperman, Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Application. Academic Press 1st edition. Chicago
- [7] International Electrotechnical Comission (2018), Magnetic resonance equipment for medical imaging - Part 1: Determination of essential image quality parameters [online] Disponível em: <https://www.evs.ee/preview/iec-62464-1-2018-en.pdf>
- [8] National Electrical Manufacturers Association (2008), American National Standard for Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images. (MS 3-2008 (R2014)) Rosslyn, Virginia
- [9] R Mark Henkelman (1985), Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. American Institute of physics: American Association of Physicists in Medicine, New York.
- [10] E. Pusey D. D. Stark, R. B. Lufkin (1986), Magnetic Resonance Imaging Arti- facts: Mechanism and Clinical Significant. Radiologic Society of North America, Oak Brook.